

# 透过散射介质非入侵成像方法研究

作者姓名 朱磊

指导教师姓名、职称 邵晓鹏 教授

申请学位类别 工学博士



学校代码 10701  
分 类 号 0439

学 号 1605110267  
密 级 公开

# 西安电子科技大学

## 博士学位论文

### 透过散射介质非入侵成像方法研究

作者姓名：朱磊

一级学科：光学工程

二级学科（研究方向）：光学工程

学位类别：工学博士

指导教师姓名、职称：邵晓鹏 教授

学 院：物理与光电工程学院

提交日期：2022 年 3 月



# **Research on Non-invasive Imaging Through Scattering Media**

A Thesis submitted to  
XIDIAN UNIVERSITY  
in partial fulfillment of the requirements  
for the degree of Doctor  
in Optical Engineering

By

Zhu Lei

Supervisor: Shao Xiaopeng Title:Professor

March 2022



## 西安电子科技大学 学位论文独创性（或创新性）声明

秉承学校严谨的学风和优良的科学道德，本人声明所呈交的论文是我个人在导师指导下进行的研究工作及取得的研究成果。尽我所知，除了文中特别加以标注和致谢中所罗列的内容以外，论文中不包含其他人已经发表或撰写过的研究成果；也不包含为获得西安电子科技大学或其它教育机构的学位或证书而使用过的材料。与我一同工作的同事对本研究所做的任何贡献均已在论文中作了明确的说明并表示了谢意。学位论文若有不实之处，本人承担一切法律责任。

本人签名：\_\_\_\_\_ 日 期：\_\_\_\_\_

## 西安电子科技大学 关于论文使用授权的说明

本人完全了解西安电子科技大学有关保留和使用学位论文的规定，即：研究生在校攻读学位期间论文工作的知识产权属于西安电子科技大学。学校有权保留送交论文的复印件，允许查阅、借阅论文；学校可以公布论文的全部或部分内容，允许采用影印、缩印或其它复制手段保存论文。同时本人保证，结合学位论文研究成果完成的论文、发明专利等成果，署名单位为西安电子科技大学。

保密的学位论文在\_\_\_\_年解密后适用本授权书。

本人签名：\_\_\_\_\_ 导师签名：\_\_\_\_\_

日 期：\_\_\_\_\_ 日 期：\_\_\_\_\_



## 摘要

非侵入式光学成像在生物成像和光学检测等领域中都有重要的应用。但是，不均匀的样品（例如生物组织）会散射光，从而导致探测器上形成复杂的散斑图案。随着穿透深度的增加，从散射光中分离出少量的弹道光成为一个很大的挑战。目前，已经提出了几种技术通过使用反馈信号优化入射光波前进而实现聚焦，然后利用扫描的方式实现成像。这些技术通常需要途径至散射层的两侧获取反馈信号以优化波前，极大地限制了它们在实际场景中的应用。为了克服这个问题，提出了基于波前整形和各种反馈信号（例如荧光或超声信号）的其他方式，实现波前整形。然而，这些方法要么需要较长的采集时间，要么仅限于小视场，很难满足实用应用的需求，如生物医学成像等应用。

受到光学记忆效应的启发，科研人员提出了散斑相关成像技术，该技术实现了透过散射介质非入侵成像。随着研究的更加深入，验证了基于光学记忆效应的散斑相关成像方法同样具有较高的时间分辨率。虽然现有方法能够实现透过散射介质非入侵成像，但是散斑相关成像技术依然有三方面问题亟待解决：(i) 现有的基于光学记忆效应的散斑自相关成像方法需要借助于相位恢复算法进行图像恢复，受到相位恢复机理限制，隐藏目标的方向通常被忽略，进而导致该方法难以扩展至彩色成像；(ii) 散斑相关成像方法的视场受到光学记忆效应的物理特性限制，难以实现大视场非入侵成像；(iii) 散射介质的光学记忆效应范围随着深度的增加而减小，当透过散射介质在一定深度进行成像且系统拥有多目标时，多目标信息混叠和光学记忆效应范围的急剧减小给该方法带来了极大的挑战。针对现有非入侵散射成像方法存在的不足，本文主要做了以下针对性工作研究：

(1) 针对目前已有散斑相关成像和光谱传输矩阵的光谱重建所存在的问题，分析并研究了光谱传输矩阵的光谱重建和散斑自相关成像的基本原理，分别对它们进行了数字和实验验证；并对光谱传输矩阵方法进行扩展，利用光谱传输方法实现散射成像；

(2) 提出了一种基于三阶相关相位恢复的彩色成像方法。该项工作的核心在于：利用三阶相关相位恢复和振幅恢复步骤的相互独立性，实现了目标方向信息的确定性恢复和透过散射介质彩色成像。相较于传统的透过散射介质彩色成像方法，该方法无需对入射光波前进行连续优化，在时效性方面更具优势。同时，该方法能够与传统的光谱成像方法进行有效的结合，实现透过散射介质的光谱成像；

(3) 提出了一种基于时变随机照明的透过散射介质的超光学记忆效应范围非入

侵成像方法。该方法利用去混叠算法对多帧散斑进行去混叠，获得不同点光源的散斑指纹，然后通过成对去卷积的方式实现了透过散射介质的超光学记忆效应图像重建；

(4) 提出了一种基于多帧散斑照明的散射介质多光学记忆效应范围成像方法。该方法首先通过去混叠算法对多帧散斑进行去混叠获取不同点光源的散斑指纹，然后利用散斑分类方式对散斑指纹进行分类，最后利用成对去卷积的方式对多光学记忆效应范围分别进行图像重建。该方法具有在时间维光学记忆效应和光谱维光学记忆应用的潜力。

**关键词：** 散射成像， 散斑， 光学记忆效应， 非入侵成像， 散射介质

## ABSTRACT

Non-invasive optical imaging has important applications in various fields ranging from biotechnology to optical detection. However, inhomogeneous samples, such as biological tissues, scatter light, which results in a complex speckle pattern on the detector. With increasing depth, separating the low amount of ballistic light from the scattered light becomes a big challenge. Several techniques have been proposed to focus light by making use of feedback signals to optimize the incident wavefront to recreate a focus that is then used for raster-scanning microscopy. These techniques require access to both sides of the scattering layer to optimize the wavefront, which strongly limits their application in real-case scenarios. To overcome this, other strategies have been proposed based on wavefront shaping and various feedback signals such as fluorescence or ultrasound signals. However, these approaches either require long acquisition times, entail the use of interferometric detection systems, or are limited to small fields of view (FoV). Therefore, those techniques are difficult to meet the requirements of practical applications, such as biomedical imaging applications.

Inspired by the optical memory effect, researchers have proposed a speckle correlation imaging technique, which enables non-invasive imaging through scattering media. Furthermore, it is verified that the speckle correlation imaging technique based on the optical memory effect also has a high temporal resolution. Although the current approaches can achieve non-invasive imaging through scattering media, they are suffering from the following challenging problems: (i) The existing speckle correlation imaging methods based on optical memory effect require retrieving the fourier phase information of the hidden object using a phase retrieval algorithm, the direction of the hidden target is often ignored, which makes it difficult to extend the method to color imaging; (ii) The field of view of the speckle correlation imaging method is limited by the optical memory. Due to the limitation of the physical characteristics of the effect, it is difficult to achieve non-invasive imaging with a large field of view; (iii) The optical memory effect range of the scattering medium decreases with the increase of depth. When imaging is performed at a certain depth through the scattering medium and the system When there are multiple targets, the multi-target information aliasing and the sharp reduction of the optical memory effect range bring great challenges to this method. Aiming at the shortcomings of the existing non-invasive scattering imaging methods, this paper mainly does the following research:

(1) Aiming at the current problems of speckle correlation imaging and spectral reconstruc-

tion of spectral transmission matrix, the basic principles of spectral reconstruction of spectral transfer matrix and speckle autocorrelation imaging are studied, and they are verified numerically and experimentally respectively. Further, we successfully reconstruct the image of the hidden object using the extended spectral transmission matrix technique.

(2) A color imaging through scattering media based on phase retrieval with triple correlation is proposed. The core of this joint work lies in the mutual independence of the triple correlation phase recovery and amplitude recovery steps, which realize the deterministic recovery of the target direction information. For the first time, color imaging through scattering media has been demonstrated in a non-invasive manner without a wavefront shaping technique. Compared with the traditional color imaging method through a scattering medium, this skill does not require correcting the wavefront of the incident beam and has more advantages in terms of timeliness. At the same time, this technique can be effectively combined with traditional spectral imaging approaches to achieve spectral imaging.

(3) A large field-of-view non-invasive imaging through scattering layers using fluctuating random illumination is put forward. The technique achieves this by demixing speckle patterns emitted by a fluorescent object under variable unknown random illumination, using matrix factorization and a fingerprint-based reconstruction.

(4) We proposed a multi-optical memory effect ranges imaging method through the scattering media using multi-frame speckle illumination. In this method, the speckle fingerprints of different point sources are achieved by using a demixing algorithm, and then the speckle fingerprints are classified by the speckle classification approach. Image reconstruction was performed separately for the optical memory effect range. At the same time, the application field of this method is not limited to the spatial optical memory effect, but also applies to the time-dimensional optical memory effect and the spectral-dimensional optical memory effect.

**Keywords:** scattering imgaging, speckle pattern, optical memory effect, non-invasive imaging, scattering media

## 插图索引

2.1	不同的光散射现象 . . . . .	11
2.2	不同散射区域示意图 [5] . . . . .	13
2.3	数字光学相位共轭示意图 [11] . . . . .	14
2.4	波前整形示意图 [6] . . . . .	15
2.5	波前整形聚焦结果 [6] . . . . .	16
2.6	超衍射极限聚焦示意图 [16] . . . . .	16
2.7	超衍射极限聚焦实验结果 [46] . . . . .	17
2.8	利用随机散射透镜实现的超衍射极限成像 [46] . . . . .	18
2.9	基于散斑方差的非入侵式波前优化方法示意图 [17] . . . . .	18
2.10	四步相移测量传输矩阵的实验原理图 [18] . . . . .	20
2.11	采用相位共轭法得到的聚焦结果 [18] . . . . .	20
2.12	基于荧光信号的非入侵光学传输矩阵测量原理 [59] . . . . .	21
2.13	OME 实验结果 [23] . . . . .	22
2.14	三种不同 OME 类型 [64] . . . . .	23
2.15	基于 OME 的非侵入式成像方法示意图 [22] . . . . .	23
2.16	基于 OME 的散射成像方法的实验结果 [22] . . . . .	24
2.17	基于单帧散斑自相关成像的示意图 [24] . . . . .	24
2.18	基于单帧散斑自相关成像的实验结果 [24] . . . . .	25
2.19	采用双谱分析得到的重建结果 [70] . . . . .	25
2.20	基于浴帘效应的散射成像结果 [71] . . . . .	26
2.21	基于 OME 的点扫描成像结果 [20] . . . . .	27
2.22	基于去卷积的散射成像结果 [81] . . . . .	28
2.23	基于相位多样性的散斑成像原理示意图 [84] . . . . .	28
2.24	基于相位多样性的散射成像实验结果 [84] . . . . .	29
3.1	透过散射介质的光谱信息和结构信息恢复的结构示意图 . . . . .	32
3.2	基于光谱传输矩阵的光谱重建基本原理 . . . . .	33
3.3	散斑的相关系数 . . . . .	34
3.4	散斑相关成像模型 . . . . .	34
3.5	基本相位恢复流程图 . . . . .	36

---

3.6	仿真结果 . . . . .	38
3.7	光谱重建算法的抗噪性能分析 . . . . .	38
3.8	光谱成像实验装置图 . . . . .	39
3.9	光谱成像实验结果图 . . . . .	40
3.10	光谱重建结果 . . . . .	40
3.11	光谱重建结果 . . . . .	41
3.12	宽谱照明时实验结果 . . . . .	41
3.13	宽谱照明时实验结果 . . . . .	41
3.14	基于 SSTM 的透过散射介质成像系统示意图 . . . . .	44
3.15	SSTM 标定示意图 . . . . .	45
3.16	不同算法的重建结果对比 . . . . .	46
3.17	点源目标的重建结果 . . . . .	47
3.18	数字目标的重建结果 . . . . .	47
4.1	透过散射介质彩色成像的基本原理 . . . . .	52
4.2	单帧的透过散射介质成像示意图 . . . . .	52
4.3	三阶相关的相位恢复算法流程如图 . . . . .	54
4.4	基于三阶相关相位恢复的散斑成像仿真结果 . . . . .	57
4.5	不同相位恢复算法重建结果对比 . . . . .	58
4.6	基于三阶相关相位恢复的实验装置图 . . . . .	58
4.7	基于三阶相关相位恢复的实验结果 . . . . .	59
4.8	彩色实验结果 . . . . .	59
4.9	不同目标的彩色实验结果 . . . . .	60
4.10	复杂目标的彩色实验结果 . . . . .	60
4.11	光谱成像实验结果 . . . . .	61
4.12	不同投影数的对比结果 . . . . .	62
4.13	抗噪性能分析对比结果 . . . . .	62
4.14	不同子散斑重叠率的重建结果 . . . . .	63
4.15	混合型相位恢复算法 I . . . . .	65
4.16	混合型相位恢复算法 II . . . . .	65
4.17	不同相位恢复算法的实验结果 . . . . .	66
4.18	不同尺寸散斑的重建结果 . . . . .	67
5.1	非入侵成像系统示意图 . . . . .	70
5.2	散斑去混叠示意图 . . . . .	71

---

5.3	散斑指纹去混叠过程 . . . . .	72
5.4	散斑滤波 . . . . .	72
5.5	系统的秩 $\rho$ 估计（仿真） . . . . .	73
5.6	系统的秩 $\rho$ 估计（实验） . . . . .	73
5.7	散斑去混叠实验结果 . . . . .	73
5.8	散斑的相关性探索 . . . . .	75
5.9	去卷积结果（OME 范围内） . . . . .	76
5.10	实验装置示意图 . . . . .	77
5.11	基于时变随机照明的透过散射介质超 OME 范围成像流程示意图 . . .	77
5.12	FBR 重建流程 . . . . .	79
5.13	2D 稀疏荧光目标透过散射介质成像实验结果 . . . . .	79
5.14	非稀疏、连续复杂目标透过散射介质成像实验结果 . . . . .	80
5.15	不同重建与参考图像之间的 SSIM 系数图 . . . . .	81
5.16	估计不同散射介质的 OME 范围 . . . . .	82
5.17	FBR 细节信息 . . . . .	83
5.18	$\alpha = \frac{\max\{o_{i,k}\}}{\max\{o_{k,k}\}}$ 曲线图 . . . . .	83
5.19	去卷积和互相关方法的对比结果 . . . . .	85
5.20	少量散斑照明时，稀疏目标的重建结果 . . . . .	85
5.21	不同数量散斑照明时，连续目标的重建结果 . . . . .	86
5.22	利用 SLM 提供随机照明时所重建的图像 . . . . .	86
6.1	多帧散斑照明的散射多 OME 范围成像示意图 . . . . .	89
6.2	不同 OME 范围散斑指纹之间傅里叶振幅信息探索 . . . . .	92
6.3	不同 OME 范围散斑指纹间相关性探索 . . . . .	93
6.4	基于 MDS 的散斑分类仿真结果 . . . . .	95
6.5	多 OME 范围成像仿真结果 . . . . .	96
6.6	基于 MDS 散斑分类多 OME 散射成像仿真结果 . . . . .	97
6.7	多 OME 范围成像仿真结果 . . . . .	98



表格索引

3.1 仿真参数 . . . . . 37



## 符号对照表

符号	符号名称
$\mu_a$	吸收系数
$\mu_s$	散射系数
$l_s$	平均自由程
$\langle \cdot \rangle$	均值
★	相关
*	卷积
$\delta$	$\delta$ 函数
$\mathcal{F}$	傅里叶变换
$ \cdot $	模值
$\lambda$	波长
$\mu$	标准差
$(\cdot)^{(3)}$	三阶相关
$\mathbb{R}$	实数
$\ \cdot\ _F^2$	Frobenius 范数
$\ \mathbf{f}\ _2$	$L_2$ 向量范数
$\ \mathbf{f}\ _{TV}$	TV 范数



## 缩略语对照表

缩略语	英文全称	中文对照
OME	Optical Memory Effect	光学记忆效应
SLM	Spatial light modulator	空间光调制器
DMD	Digital micromirror device	数字微镜器件
2D	Two Dimensional	二维
3D	Three Dimensional	三维
MEMS	Micro electro mechanical system	微机电系统调制器
MFP	Mean-Free Path	平均自由程
SSTM	Spatial-Spectral Transmission Matrix	空间-光谱传输矩阵
SVD	Singular Value Decomposition	奇异值分解
HIO	Hybrid Input-Output	混合输入输出
ER	Error reduction	误差减小
TR	Tikhonov regularization	吉洪诺夫正则化算法
CVX	Convex Optimization	凸优化算法
FWHM	Full Width Half Maximum	全宽半高
sPSF	Spectral Point Spread Function	光谱点扩散函数
OTF	Optical Transfer Function	光学传递函数
prGAMP	Phase Retrieval via Generalized Approximate Message Passing	广义近似信息传递相位恢复
TV	Total variation	总变差
ALS	Alternating Least Squares	交替最小二乘法
FBR	Fingerprint-based reconstruction	基于散斑指纹的图像重建
SSIM	Structural Similarity Index Metric	结构相似性指数度量
MDS	Multidimensional scaling	多维缩放



## 目录

摘要.....	I
ABSTRACT .....	III
插图索引.....	V
表格索引.....	IX
符号对照表.....	XI
缩略语对照表.....	XIII
<b>第一章 绪论 .....</b>	<b>1</b>
1.1 研究背景和意义 .....	1
1.2 国内外研究现状 .....	2
1.3 本文结构与创新点 .....	5
1.3.1 论文主要内容和章节安排 .....	5
1.3.2 本文特色与创新点 .....	8
<b>第二章 光的散射及散射成像方法 .....</b>	<b>9</b>
2.1 光散射的基本概念 .....	10
2.2 基于波前整形的散射成像技术 .....	13
2.2.1 光学相位共轭 .....	13
2.2.2 基于反馈优化波前整形的散射介质成像技术 .....	15
2.2.3 光学传输矩阵的散射介质成像技术 .....	17
2.2.4 非入侵传输矩阵测量技术 .....	21
2.3 基于 OME 的散射成像技术 .....	21
2.3.1 OME .....	21
2.3.2 基于散斑相关的散射成像技术 .....	22
2.3.3 利用 OME 点扫描成像技术 .....	26
2.4 基于点扩展函数工程的透过散射介质成像技术 .....	27
2.5 本章小结 .....	29
<b>第三章 透过散射介质的光谱信恢复和空间信息恢复 .....</b>	<b>31</b>
3.1 基于光谱传输矩阵和散斑相关成像方法的原理介绍 .....	32
3.1.1 基于光谱传输矩阵的光谱重建模型 .....	32
3.1.2 基于 OME 的散斑相关成像模型 .....	34
3.2 光谱信息恢复及散斑自相关成像方法仿真验证 .....	36

---

3.3	光谱信息恢复及散斑自相关成像方法实验验证 .....	37
3.3.1	光谱重建分析 .....	39
3.3.2	散斑相关成像分析 .....	40
3.4	光谱传输矩阵方法的扩展 .....	42
3.4.1	基本原理 .....	43
3.4.2	SSTM 标定原理 .....	44
3.4.3	目标重建算法 .....	44
3.4.4	实验结果 .....	46
3.5	讨论 .....	48
3.6	本章小结 .....	49
<b>第四章</b>	<b>基于三阶相关相位恢复的彩色成像方法 .....</b>	<b>51</b>
4.1	基于三阶相关相位恢复算法的彩色像基本理论 .....	52
4.1.1	振幅恢复 .....	53
4.1.2	相位恢复 .....	53
4.1.3	仿真验证及方法对比 .....	57
4.2	成像系统与结果分析 .....	58
4.2.1	成像系统 .....	58
4.2.2	实验结果 .....	59
4.2.3	成像分析 .....	61
4.3	基于三阶相关相位恢复方法扩展及讨论 .....	63
4.3.1	不同相位恢复算法之间的混合 .....	63
4.3.2	噪声分析 .....	64
4.4	本章小结 .....	67
<b>第五章</b>	<b>基于时变随机照明的透过散射介质超 OME 范围非入侵成像 .....</b>	<b>69</b>
5.1	基于时变随机照明的透过散射介质超 OME 范围成像基本原理 .....	70
5.1.1	散斑指纹去混叠 .....	71
5.1.2	基于散斑指纹的图像重建 .....	74
5.2	实验验证 .....	76
5.2.1	稀疏 2D 荧光目标重建 .....	78
5.2.2	复杂连续 3D 目标 .....	78
5.3	实验分析与讨论 .....	80
5.3.1	估计系统的秩 .....	80
5.3.2	OME 范围 .....	81
5.3.3	FBR .....	81

5.3.4	去卷积和互相关方法的对比 .....	82
5.3.5	不同数量散斑对于重建结果的影响 .....	84
5.3.6	利用 SLM 产生随机照明 .....	84
5.4	本章小结 .....	86
<b>第六章</b>	<b>基于多帧散斑照明的散射介质多 OME 范围成像 .....</b>	<b>89</b>
6.1	基于多帧散斑照明的散射介质多 OME 范围成像基本原理 .....	90
6.1.1	多 OME 范围数学模型 .....	90
6.1.2	基于散斑相关特性散斑分类方法 .....	93
6.1.3	基于多维缩放算法的散斑分类方法 .....	94
6.2	多 OME 范围成像仿真结果与分析 .....	96
6.3	讨论 .....	97
6.4	本章小节 .....	98
<b>第七章</b>	<b>总结和展望 .....</b>	<b>99</b>
7.1	全文总结 .....	99
7.2	研究展望 .....	100
<b>参考文献</b>	<b>.....</b>	<b>101</b>
<b>致谢</b>	<b>.....</b>	<b>109</b>
<b>作者简介</b>	<b>.....</b>	<b>111</b>



# 第一章 绪论

## 1.1 研究背景和意义

光学成像（人眼与大脑联合工作）可能是有史以来第一种用于科学的研究方法。虽然眼睛是奇妙的进化产物，但它有很大的局限性。我们的眼睛仅限于检测电磁波谱段一个非常小的区域，即“可见光区域”，其波长范围大约为  $400\text{nm}$  到  $800\text{nm}$ 。我们的眼睛在远距离观测或极小物体分辨方面的能力有着极大的限制。为了克服这些问题，我们分别开发了望远镜和显微镜们。关于第一台显微镜（由两个或更多透镜组成，放大倍率  $\times 3 \sim 4$ ）的发明仍然存在一些争议，通常认为在 1595 年左右由荷兰 Zacharias Janssen (1580-1638) 所发明。随后，Robert Hooke (1635-1703) 发现了许多事物中的弹性定律（即，胡克定律），进一步改进了显微镜（放大倍率高达  $\times 30$ ，分辨率约为  $5\mu\text{m}$ ）。特别是，他设计了一种新型螺旋式聚焦结构，在显微镜旁边放置了一个“水透镜”，将油灯发出的光聚焦在需要观测标本上提供照明。1665 年，Robert Hooke 出版了《Micrographia》<sup>[1]</sup> 一书，这是一本具有历史意义的著作，他在讨论软木结构时创造了“细胞”一词，也在描述苍蝇、羽毛和雪花时提供详细的插图。早期的显微镜通常受到光学系统像差的限制，它会导致图像模糊和分辨率降低。直到 19 世纪后期，德国科学家 Carl Zeiss (1816-1888) 开始研究如何改进显微镜成像系统，光学系统像差的限制才逐步被克服。当时，生产高质量的光学器件是通过反复试验进行的。为了建立更可靠的评价方法，Carl Zeiss 邀请德国数学家物理学家 Ernst Abbe 一起进行了探索研究，最终他们提出了计算光学显微镜分辨率的原始公式<sup>[2]</sup>。

得益于先进制造技术和光学成像方法的不断发展，光学成像在科学的研究、生物学和生命科学等领域中展现出了独特的优势。得益于分子的特异性，线性荧光显微成像技术在生物学和生物医学科学等方面扮演了重要的角色。随着荧光显微成像技术的进一步发展，荧光显微成像技术不仅能够提供结构信息和功能信息<sup>[3]</sup>，且具有高分辨率、高对比度和高速等特点。伴随着现代光学技术的发展，共聚焦显微镜或多光子显微镜不仅能够提供高对比的图像，而且在实现三维成像方面表现出了天然的优势。然而，当研究中样品的厚度增加时，只有其表面部分可以被完整成像。当光穿透到更深厚度的样品时，由于介质折射率不均匀引起光的多重散射现象。多重散射情况下，弹道光随深度增加呈指数衰减，不同光之间干涉形成散斑<sup>[4]</sup>。受到散射效应的影响，所有传统的显微技术在超出了传输平均自由程（在生物组织中通常为  $\simeq 1\text{mm}$ <sup>[5]</sup>）后都迅速失效。

但是，光散射尽管非常复杂，却是确定的和可重复的，相同出射波产生固定的散

斑图案。理论上，表征该过程或控制出射场应该是可能的，只要提供足够的自由度来调制入射场便可以控制散射效应。最值得注意的是，空间光调制器问世后，波前整形技术也应运而生，该技术具有在强烈无序的材料中操纵相干光的能力。特别是，它可用于消除散射效应（即，时间反演）并将光聚焦到衍射极限点<sup>[6]</sup>。该工作<sup>[6]</sup>通过测量目标焦点的信号，并将其作为反馈信号对入射波前进行校正。由于大多数显微镜技术总是涉及某种聚焦，这项开创性工作以及相关工作的贡献为更高分辨率光学成像带来了新的视角。尽管该方法的问世意味我们向克服光学散射方面迈进了一大步，但以非侵入方式测量散射介质内的反馈信号更具挑战性。为了更适合生物医学成像应用，最近的诸多工作提出了利用导星（Guide star）机制实现非入侵反馈信号测量。该方法与波前调制技术具有相同功能，均能够实现透过散射介质的聚焦和成像。与此同时，散斑相关成像技术也应运而生，该技术基于光学记忆效应实现了透过散射介质非侵入成像。在下面小节，我们将对国内外散射成像研究现状进行概述。

## 1.2 国内外研究现状

光学相位共轭（Optical Phase Conjugation）是时间反演技术在散射方面的应用<sup>[7-10]</sup>，其核心是通过记录光场信息并生成相位共轭光的方式，实现入射光场的重现。其主要的步骤分为两步：(i) 记录输出光场的信息，利用通过添加参考光束的方式，实现干涉，并恢复光场信息；(ii) 记录的光场信息展示在特定光学器件上，光场被反向传播，透过散射介质，形成聚焦点。随着空间光调制器（Spatial light modulator, SLM）和数字微镜器件（Digital micromirror device, DMD）的光学元件的发展，数字光学相位共轭（Digital Optical Phase Conjugation）变得流行，实现了透过散射介质聚焦<sup>[11-14]</sup>。重要的是，探测器和 SLM 位于分束器的镜面共轭平面中，它们必须逐个像素完美匹配，这使得实验对准变得非常繁琐且复杂。数字光学相位共轭被用来实现透过散射介质的聚焦，不同偏振态聚焦的控制等。对于数字光学相位共轭来说，该技术的缺点在于需要繁琐的光学系统校准；它的优点在于不需要更多的反馈优化步骤，只需两步便可实现聚焦。

与此同时，波前调制技术（Wave-Front Shaping）<sup>[6]</sup>也应运而生，其核心思想为利用线性或者非线性的优化算法将输出光场作为反馈信号对入射光场进行调制，进而获得特定的输出光场。2007 年 I. M. Vellekoop 等人<sup>[6]</sup>首先提出了波前整形技术，并首次进行了实验验证，实现了利用透过散射介质的散射光聚焦。本质上，基于反馈优化的波前整形技术将散射介质对于光场的调制过程看作“黑箱”处理，通过迭代算法获取相应的波前，进而实现了对于输出光场的模式以及不同模式之间耦合的控制。与此同时，许多科研成果证明在传统光学系统中加入散射介质，能够有效增加光学

系统的分辨率<sup>[15,16]</sup>。其本质在于一定程度上扩大了光学系统的数值孔径（Numerical Aperture），增加了光学系统内的高频信息，实现光学分辨率的增加。随着波前整形技术的问世，如何有效的利用散射现象，控制散射特性成为了热点课题。对于波前整形来说，该技术的缺点在于：优化是一个迭代过程，因此相对较慢。此外，要控制任何其他空间不相关的输出位置，必须从头开始重新优化。同时它具有以下优点：迭代优化算法实现起来非常简单，它只需要探测器和 SLM 之间的闭环；它的简单性推动了在其它复杂光学系统的应用，例如多模光纤；同时它也是一种灵活的技术，因为用户可以最大化的自定义算法并且可以很容易地变更。同时，波前整形技术不仅能够实现单点聚焦，也能同时实现多点或多目标聚焦优化。针对不同的应用场景，选择合适的优化反馈函数，能够极大限度的挖掘系统信息，能够实现不同的目的聚焦或成像，例如利用荧光信息作为反馈信息<sup>[17]</sup>。

前面介绍的两种方法（数字光学相位共轭和波前整形）都依赖于光波传播和弹性散射的共同特性：即光传播方程的线性和时不变性。值得注意的是，这些特性在介质内的任何深度都有效，即使在多重散射状态下也是如此。这意味着无论多么复杂的介质，都可以通过线性变换来描述。在介观物理学中，这个问题是众所周知的，这种线性变换由散射矩阵  $\mathbf{S}$  描述，它将所有输入模式和所有输出模式建立连接，即特定输入和特定区域输出的结构。在成像环境中考虑到复杂结构时，通常考虑平面几何更加方便，介质有两个面，光照射在介质一侧并在另一侧收集的光。在这种平面几何问题中，将一组输入模式连接到一组输出模式的形式叫做传输矩阵（Transmission Matrix），并且所测量的矩阵是完整系统矩阵的子部分。2010 年 Popoff 等人<sup>[18]</sup> 首先利用四步相移干涉法测得了 ZnO 散射介质的光学传输矩阵。在完成测量传输矩阵工作后，可以实现聚焦或成像相关输出光场控制。对于传输矩阵技术来说，它的缺点在于：传输矩阵技术作为数字光学相位共轭技术的一部分，传输矩阵需要测量输出光场，需要通过增加参考光（内部或外部）来完成矩阵测量；它的优点在于：与波前整形或数字光学相位共轭相比，传输矩阵的测量包含输入场和整组输出像素之间的连接，其包含了更多的信息（远远超过波前整形或数字光学相位共轭可以获取的信息）。当完成传输矩阵测量后，它可以用于不同的目的：不仅可以实现不同点的聚焦，还可以通过计算的方式来研究介质的特征通道。到目前为止，我们描述了 SLM 如何通过不同的方式来“消除”散射效应。这种将光聚焦在不透明材料后面的能力可以找到许多应用，例如生物学应用，它可以通过使用光遗传学工具（例如天然光敏离子通道或钙和电压敏感蛋白）来监测和控制特定群体细胞（例如神经元）的活动<sup>[19]</sup>。

然而，为了实现成像聚焦是不够的，通常需要一个额外的步骤，需要扫描整个样本的焦点并记录它发出的荧光，该工作通常在点扫描显微镜中完成。例如，2010 年，I. M. Vellekoop 等人<sup>[20]</sup> 通过波前整形的方式透过散射介质实现聚焦，并通过平移聚

焦点的方式实现了透过散射介质的扫描成像。2012 年, O. Katz 等人<sup>[21]</sup>意识到透过散射介质透过散射介质进行扫描成像并不是唯一的成像方式, 他们的设想是将散射介质变成“透镜”。他们将 SLM 放置在散射介质后面距离  $R$  处, 然后对点源的散射光的相位进行整形使其在相机特定点进行重新干涉聚焦。因此, SLM 有效地将散射介质换为焦距为  $R$  的“透镜”。本质上, 他们进行了聚焦实验的模拟, 只是 SLM 放置在介质之后而不是之前, SLM 与散射介质的输出平面共轭以使记忆角范围最大化。由于光学记忆效应的限制, 单波前校正对附近点有效, 任何放置在初始点源位置附近的物体都会直接在相机上实时成像。为了证明这一点, 他们将点源替换为扩展源并在相机上直接获得图像。正如我们之前所见, 深度扫描焦点可以直接从传输矩阵完成, 但波前整形和数字光学相位共轭方法需要额外的测量。然而, 由于散射介质的固有散斑相关性或其记忆效应, 通过利用散斑相关性能够极大的简化该成像过程, 但是此过程往往难度较大且引入大量的计算工作。

随着散射研究工作的深入, 2012 年 J. Bertolotti 等人<sup>[22]</sup>基于光学记忆效应实现了非入侵光学散斑自相关成像, 该方法无需侵入样本完全以非入侵的形式实现了透过散射介质成像, 该工作被 Nature 杂志评为 2012 年 TOP10 突破性方法。这种方法利用了一个基本理论, 尽管散斑是一种非常复杂的模式, 但它们具有明确的自相关峰值, 即光学记忆效应 (Optical Memory Effect, OME)<sup>[23]</sup>, 通过计算散斑自相关恢复了隐藏目标的傅里叶振幅信息, 并结合相位恢复算法实现了无任何先验知识的散射成像。但是该方法需要利用入射光进行多角度扫描, 获得多角度入射光照明对应散斑最终进行图像重建。

随后, 2014 年 O. Katz 等人<sup>[24]</sup>基于 J. Bertolotti 所提出的散斑自相关成像方法, 同时受到天文观测中散斑干涉测量方法的启发, 提出了利用单帧图像实现透过散射介质成像方法克服了照明光源角度扫描的问题。在此工作中, 他们利用空间非相干光照射透射板 (作为物体), 并直接根据它在散射层后面产生的散斑的自相关来重建它。在这些方法中, 不需要校准 (即无需使用 SLM 进行波前整形), 因为散射层的确切散射特性并不重要。然而, 这些技术在使用薄散射材料而不是体积样品时效果更好, 以确保光透射和拥有非常显着的光学记忆效应。

需要强调的是: 虽然这两种方法<sup>[22,24]</sup>能够对隐藏的物体进行成像, 但是它们都具有有限的视野 (由 OME 决定), 而且随着穿透深度的增加而减小。此外, 基于自相关的技术是非侵入的, 因为它不需要物理访问目标平面。因此在生物成像应用方面, 它具有重要意义。虽然基于 OME 光学成像已经发展数十年, 具有良好的实时性和非入侵特性, 但是目前仍有多方面工作值得深入研究:

(1) 针对目前已有的相位散斑相关成像方法, 琳琅满目的相位恢复算法拥有各自适用的场景和前提。从目前的研究成果来看, 相位恢复算法往往需要通过多次随机

的初始值尝试，直至获得满意的重建结果。而且，所恢复的结果往往丢失了原始隐藏目标的方向信息。因为基于傅里叶振幅结合相位恢复算法恢复傅里叶相位的模式导致隐藏目标的方向信息丢失，通过自相关的方式计算获得傅里叶振幅的过程，傅里叶振幅信息几何中心对称，已经丢失了隐藏目标的方向信息，进而利用相位恢复算法基于傅里叶振幅信息的图像恢复策略理论上无法恢复目标的方向信息。当该策略无法保证恢复隐藏目标的方向信息，这也导致所恢复的图像难以再次利用，例如：彩色成像，光谱成像等。利用合适的相位恢复策略，进行隐藏目标的图像恢复，确保隐藏目标的方向信息，将有助于该方法在更多方面的应用；

(2) 现有的散斑相关成像方法基于一项基本原则，OME 范围内的散斑之间的相关函数可以近似为  $\delta$  函数，成像范围受到 OME 的限制。当隐藏目标的尺寸大于当前 OME 范围时，如何实现隐藏目标的图像重建？显然散斑自相关结合相位恢复的方式难以实现。如何深入的挖掘散斑信息，实现透过散射介质的超光学记忆效应范围的成像将对生物成像和相关领域有着重要的意义。同时，如何实现完全非入侵的超光学记忆效应范围成像也值得我们思考并进行深入研究；

(3) 当成像系统中拥有多个目标时，且不同的目标位于不同的光学记忆效应范围时，如何实现成像？此时，所获得的散斑为不同目标的非相干叠加，或者可以视为不同点光源对应的散斑的非相干叠加。由于不同的点光源所对应的散斑携带了散射介质光学记忆效应范围的信息，如何利用这些消息实现透过散射介质非入侵多目标或多光学记忆效应范围成像更具挑战。显然，此项任务较于问题(2)更具挑战性，往往会在实际生物医学成像问题中遇到，解决此项问题将对于生物医学成像有着巨大的意义。

在本小节中，我们只对目前已有的散射成像方法进行总体性论述，未对各种的透过散射成像方式的相关成果进行一一列举对比，此项工作将在第二章中进行。

## 1.3 本文结构与创新点

### 1.3.1 论文主要内容和章节安排

针对上述的散射成像方法以及现存的问题，本文的具体研究内容如下：

(1) 深入研究散斑自相关成像原理和成像模型，对现有的散射成像光路进行研究，对散斑相关成像策略进行数字模拟复现和实验复现。分析当照明光源光谱带宽不同时对散斑相关成像重建图像质量的影响，从数学模型分析成像质量变化的核心原因；

(2) 研究散射介质光学散射特性，分析不同波长入射光对于相同散射介质的散射特性差异。对基于强度光谱传输矩阵的基本工作进行数字和实验复现，分析不同算法

对于光谱信号重建的影响。同时对光谱传输矩阵进行改造，进而利用改造后的光谱传输矩阵实现成像；

(3) 研究散斑相关成像基本模型，分析散斑成像方法丢失隐藏目标方向信息的内在原因。在解决散斑相关成像目标方向信息丢失问题的基础上，尝试解决透过散射介质彩色成像问题，实现透过散射彩色成像。在解决散射彩色成像问题的前提下，尝试有机的结合不同类型的相位恢复算法，在确保恢复隐藏目标方向信息的前提下提高重建图像的质量；

(4) 深入研究散射介质的光学记忆效应范围的内核，提出了一种基于时变随机照明的透过散射介质的超光学记忆效应范围非入侵成像方法。该方法利用去混叠算法对多帧散斑进行去混叠，获得不同点光源的散斑指纹，然后通过成对去卷积的方式实现了透过散射介质的超光学记忆效应图像重建；

(5) 针对散射成像时遇到多目标或多光学记忆效应范围难题，深入研究不同光学记忆效应范围内在联系，分析光学记忆效应范围内的散斑特性，提出透过散射介质非入侵成像多目标或多光学记忆效应范围成像方法，解决目前散射成像时遇到多目标或多光学记忆效应范围难题。

结合以上部分的研究内容，本文的章节安排具体如下，全文共分为七章，每章的研究工作具体如下：

第一章 绪论。本章首先介绍了可见光成像的发展，以及光学成像的简单发展史，并对目前成像遇到的问题进行描述，描述了光学成像中遇到的散射现象，并由此引出了散射成像；其次对目前国内外散射成像方法进行概述，对光学相位共轭、波前整形和散斑计算成像的发展现状进行了陈述，并对各项技术的优缺点进行了简单总结，同时也引出了本文研究工作将要聚焦的研究工作，即：透过散射介质非入侵成像，并分析了该方法目前的所遇到的问题即关键问题。最后，列举了本文具体的研究内容、章节安排和本文特色与创新点；

第二章 光的散射及散射成像方法。本章首先对光散射的基本概念进行介绍、散射的产生的机理和不同散射区域进行介绍。其次，将现有的散射成像方法分为两类进行介绍，即：波前整形和基于光学记忆效应的散射成像技术。波前整形技术部分，其包含光学相位共轭、基于反馈优化的波前整形和光学传输矩阵技术，该技术主要研究光波在介质中的传播规律以及特性，为散射效应的利用奠定基础。基于光学记忆效应的散射成像技术部分，包含散斑相关成像技术和点扩散函数工程成像技术两部分，该技术核心在于对于散斑信息的利用，利用的散斑分布特点实现透过散射介质成像及相关工作。最后，对目前现存的方法的优缺点和目前所遇到的问题进行总体描述，并再次强调了本文后续的工作主要通过计算的方式挖掘散斑信息，实现散射成像的相关工作；

第三章 透过散射介质的光谱信息恢复和空间信息恢复。本章首先对基于光谱传输矩阵的光谱重建模型和散斑相关成像的模型进行了分别介绍，并对两种方法分别进行了各自的仿真验证。其次，对基于光谱传输矩阵的光谱重建方法和散斑相关成像方法进行了有机的结合，实现了隐藏目标的光谱信息恢复和空间信息恢复的数字和实验验证。然后，分析了不同照明光源带宽所引起的重建图像质量变化的原因。最后，受到了光谱传输矩阵的光谱多样性启发，对光谱传输矩阵方法进行扩展，并实现了利用光谱传输矩阵的透过散射介质成像的相关实验验证和分析。总体来说，本章的所涉及的理论研究和实验验证均为本论文后续的相关工作奠定了坚实的基础；

第四章 基于三阶相关相位恢复的彩色成像方法。本章首先对基于三阶相关相位恢复算法的透过散射介质彩色成像方法的基本原理进行介绍，并描述了三阶相关相位恢复的基本数学理论，对采用该相位恢复算法散射成像进行仿真验证。其次，对基于三阶相关相位恢复的彩色成像方法进行实验验证，分别对于简单目标和复杂目标进行实验验证；但是对于复杂目标进行彩色成像时，需要借助于参考目标实现，并对借助于参考目标实现复杂目标彩色成像进行了实验验证；同时，也分析了基于三阶相位恢复算法的抗噪性能和目标方向保持等特性进行分析和讨论。最后，描述了如何将三阶相位恢复算法和相位恢复算法进行有机的结合，在保持目标方向信息的同时，改善了重建图像的质量；

第五章 基于时变随机照明的透过散射介质超光学记忆效应范围非入侵成像。本章首先对基于时变随机照明的透过散射介质超光学记忆效应范围成像原理进行了介绍，其中包含了两部分：散斑指纹的去混叠和基于散斑指纹的图像重建；然后，对该成像方法进行了实验验证，分别对稀疏二维（Two Dimensional, 2D）荧光目标和复杂连续（Three Dimensional, 3D）荧光目标进行成像实验；最后，对该方法所设计的估计系统的秩、光学记忆效应范围、基于散斑指纹图像重建、不同方法的对比、散斑数量对于重建结果的影响和该方法的可扩展性进行讨论；

第六章 基于多帧散斑照明的散射介质多光学记忆效应范围成像。本章首先对多光学记忆效应范围散射成像模型进行了描述，并探索了不同光学记忆效应范围内的散斑的内在联系，如：空间域和频域。其次，提出了基于散斑分类的透过散射介质多光学记忆效应范围成像策略，并对不同的散斑分类方法进行仿真验证；最后，对基于散斑分类的透过散射介质多 OME 范围成像进行仿真验证；

第七章 总结与展望。对本文所做的研究工作进行概括及总结，并对后期的研究方向及工作重点进行展望。

### 1.3.2 本文特色与创新点

本文所作的工作以散斑相关成像模型为基础，分别从物理层面和数学模型方面深入挖掘了散斑所携带的信息，实现了透过散射介质的彩色成像、大视场非入侵成像和多OME范围成像，为散射成像在生物医学领域的进一步实际应用起到了一定的作用。具体创新点如下：

(1) 首先从理论出发，分析并研究了基于光谱传输矩阵的光谱重建方法和散斑自相关成像技术，分别对它们进行了验证；通过数字仿真和实验验证的方式证明了基于光谱传输矩阵的光谱重建方法和散斑自相关成像技术的有效性，即：窄谱光源照明和宽谱光源照明的适用性；将以上两种方法进行有机的组合，实现了利用散射介质对目标光谱信息和空间信息的获取；其次，基于光谱传输矩阵的基本原理，将其扩展至空间域，利用光谱传输矩阵实现成像；

(2) 提出了一种基于三阶相关相位恢复的彩色成像方法。该项共工作的核心在于：三阶相关相位恢复和振幅恢复步骤的相互独立性，实现了目标方向信息的确定性恢复。首次实验证明了无需波前整形，且非侵入的形式实现透过散射介质的彩色成像。相较于传统的透过散射介质彩色成像方法，该方法无需对于目标的先验知识，无需介质波前整形技术，在时效性方面更具优势。同时，该方法能够与传统的光谱成像方法进行有效的结合，实现透过散射介质的光谱成像。但是需要注意的是，对于复杂目标，该方法需要借助参考目标实现不同彩色通道或者光谱通道目标的相对位置确定；

(3) 提出了一种基于时变随机照明的透过散射介质超光学记忆效应范围成像方法。目前已有的透过散射介质成像方法，难以克服光学视场受限问题，并且在受限的视场下，图像重建质量受到相位恢复算法的影响，难以确定的且高质量的完成图像重建。通过分析不同光学记忆效应范围的内在联系，利用多帧随机照明的方式获得不同的散斑图像，并利用去混叠算法实现不同点源目标的散斑指纹恢复，利用散斑指纹之间的相关特性，实现了透过散射介质超光学记忆效应范围成像。在次工作中，我们首先提出了基于散斑指纹的图像重建概念；

(4) 提出了一种基于多帧散斑照明的散射介质多光学记忆效应范围成像方法。在第五章所进行的工作中，我们实现了超光学记忆效应范围成像，该问题的前提在于不同的光学记忆效应范围之间有重叠。然而，在实际生物医学成像中经常遇到成像系统拥有多个独立光学记忆效应范围，此问题更具挑战且更贴近实际应用。我们提出了散斑分类方法和散斑指纹图像重建方法结合的工作模式，实现了透过散射介质的多光学记忆效应范围成像，且该方法在时间维和光谱维光学记忆效应具有应用潜力。

## 第二章 光的散射及散射成像方法

生活中，我们观察物体、辨别物体总是遵循“光沿直线传播”、“所见即所得”的传统光学成像规律，常见的视觉成像系统像人眼、照相机以及光学成像工具如放大镜、显微镜和望远镜等都以此为物理基础。传统光学成像主要通过提取弹道光（或抑制散射光）的方式解决透过无散射（或者弱散射）介质的成像问题。当光透过生物组织、烟尘和云雾等强散射介质时，传统光学成像规律失效。其主要原因是光在强散射介质中传播时，介质中大小为波长量级的粒子对入射光波产生的散射作用使原本有序的波前相位产生严重畸变，出射光场变得随机且紊乱，最终在观测面上只能接收到散斑图案，难以实现对目标的观测或成像。因此，散射效应成为制约成像技术发展的瓶颈和关键问题。

近年来，随着计算机技术飞速发展、介观物理研究的深入、计算成像思想的完善和图像处理技术的发展，形成以物理机制为基础的计算光学成像技术。计算光学成像技术作为新型成像手段，不仅推动了传统成像的发展，而且在解决散射成像方面表现出了得天独厚的优势。经过各国科学家们的不懈努力，计算成像理论以及相关实验技术迅速发展，取得了许多突破性研究成果。在弹道光提取方面，如：自适应光学成像技术 (Adaptive optics technique)、门选通技术、光学相干层析 (Optical coherence tomography)<sup>[25]</sup>、共聚焦显微 (Confocal microscopy)<sup>[26]</sup>、多光子显微 (Multiphoton microscopy)<sup>[27,28]</sup>、光声显微 (Optoacoustic microscopy)<sup>[29,30]</sup>、复合荧光分子层析 (Hybrid fluorescence molecular tomography)<sup>[31]</sup>、多光谱光声层析 (Multispectral optoacoustic tomography)<sup>[5,32]</sup> 等光学成像技术的发展及应用，解决了天文成像、水下探测和生物成像等领域的关键问题。在散射光利用方面：随着 SLM、DMD、微机电系统调制器 (Micro electro mechanical system, MEMS) 等数字波前整形器件的出现，促使了计算成像技术和散射成像技术有机的结合，涌现出了许多新型光学成像技术，如：光学相位共轭<sup>[11]</sup>、波前整形<sup>[6,15,33,34]</sup>、传输矩阵<sup>[18]</sup> 等，极大地促进了散射成像技术在显微成像领域的应用。与此同时，随着对 OME<sup>[23]</sup> 的深入研究，散斑相关成像技术的提出为透过散射介质成像打开了崭新的局面。随着计算光学成像的进一步发展，基于点扩散函数 (Point Spread Function, PSF) 工程<sup>[35]</sup> 和深度学习<sup>[36]</sup> 的方法，也成为了解决透过散射介质成像的重要途径。

纵观散射成像的发展历程，随着对散射机理研究的不断深入，散射成像技术已从早期基础理论研究到实验室下模型验证研究再到透过散射介质成像应用研究。早期的散射成像技术注重于克服散射或抑制散射，通过弹道光与散射光的分离，最终获取

有效的目标信息。现阶段的散射成像技术侧重于散射光的利用，充分挖掘散射光的特性，实现从不可探测到可探测质的飞跃。值得注意的是，散射成像技术不仅在显微成像和超分辨成像方面有着广泛的应用，而且也将在全息成像、光纤成像和光通讯等领域扮演着重要的角色。

本章首先对光散射的基本概念进行介绍，其次对现有透过散射介质成像方法介绍<sup>[37]</sup>。透过散射介质成像方法主要有波前整形和基于OME的散射成像技术。波前整形技术，包含光学相位共轭、基于反馈优化的波前整形和光学传输矩阵技术三部分，该技术主要研究光波在介质中的传播规律以及特性，为散射效应的利用奠定基础。基于OME的散射成像技术，包含散斑相关成像技术和PSF工程成像技术两部分，该技术核心在于对于散斑能量的利用，利用的散斑分布特点实现透过散射介质成像及相关工作。从总体来看，解决散射问题主要通过两种途径：(i) 利用特殊光学器件对散射进行补偿，去除散射效应；(ii) 利用计算的方法，挖掘散斑信息实现图像重建。

## 2.1 光散射的基本概念

经典地，光物质相互作用是振荡电磁场与物质中的带电粒子共振相互作用的结果，通常导致这些带电粒子震动来吸收辐射能量。我们通过物质对光的改变（例如光场的吸收或发射）或通过光引起的物质变化（例如电离和光化学反应）来观察这些过程。当光与物质相互作用时，它的场会在每个原子（主要是电子）的电荷中产生与介质的磁化率成比例的扰动。当电磁场振荡时，材料中的电荷将以相同的频率振荡，该场会引起振荡偶极矩。电荷因此重新发射自己的电磁波，这就是散射辐射。在下面章节中，我们仅考虑相干弹性散射情况，其中入射波和散射波具有相同的能量但方向不同并且通常存在相位延迟，因为电荷可能会随着驱动它们的力而异相。

每当遇到障碍物时，光线就会散射。散射过程取决于障碍物的性质和介质的异质性。然而，除了真空之外的任何环境都是异质的，因为它是由离散的原子组成，会对光造成散射效应。然而，例如在空气中，光确实以直线传播。在质密的均质介质中，粒子间距小于波长，散射波相互叠加并与入射波叠加产生折射波，以速度  $c/n$  传播，其中  $c$  是真空中的光速， $n$  是介质的折射率<sup>[38]</sup>。

通常，太阳发出并到达我们眼睛的绝大多数光都是直线传播，这种光被称为弹道光（见图 2.1）。一些情况下，光线也可能在到达我们的眼睛之前就被散射了。例如，光与大气中体积尺寸（ $0.1 \sim 1\text{nm}$  直径）远小于  $\lambda$  的分子相互作用是瑞利散射的起源，且瑞利散射在各个方向具有散射的效果。重要的是，这种现象取决于波长，与  $\propto 1/\lambda^4$  成正比。因此短波长的光拥有更多散射，这样解释了为什么天空是蓝色的。此外，光还可能与较大的物体相互作用，例如由水滴形成的云（直径  $10\mu\text{m}$ ）。在这种情

况下，光的散射属于 Mie 散射状态<sup>[39]</sup>。云看起来体积较大且不透明，因为水滴的总数是巨大的，光线在传播几米后就会被散射，而且大多数最终透射的光线已经被多次散射。云看起来是白色的，因为总体而言所有波长都被均匀地散射，较暗的区域则是因为该区域具有较少的透射光。

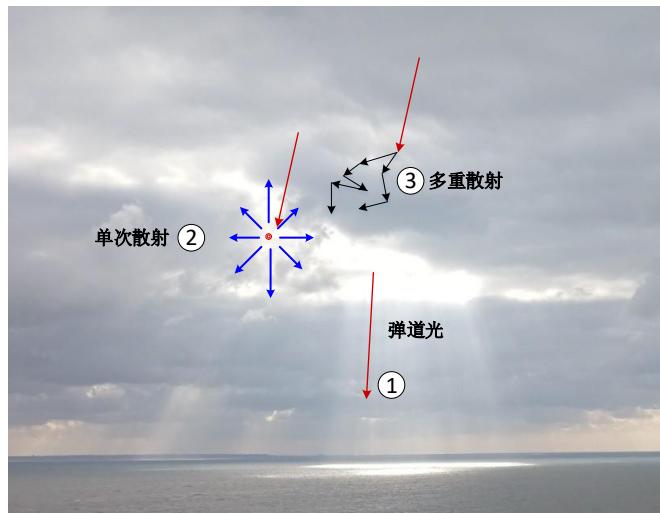


图 2.1 不同的光散射现象

散射过程取决于障碍物的性质和介质的异质性。通常，复杂介质是指在给定体积内随机分布大量散射体（数百万/十亿）的介质，例如，一层白色油漆或生物组织。值得注意，光也可以被介质吸收。这种不可弥补的能量损失可能来自诸如荧光之类的辐射过程的激发，或诸如传热之类的非辐射机制的激发。在以下章节中，吸收和非弹性散射在光的传播过程中被忽略，例如介质的自发荧光。

尽管复杂介质在散射体的空间分布方面表现出强烈的不均匀性，但光的传播在理论上仍然可以用波动方程来描述。为了考虑系统的异质性（造成散射效应），我们必须定义一个取决于位置  $r$  的全局介电函数  $\epsilon(r, \omega)$ 。因此，散射问题可以被看作为相对介电常数  $\epsilon$  的函数。实验中，由于所涉及结构的未知性和极端复杂性，介电函数的测量是不可能的。即使在数值上，这个理论模型也很难得到让科研人员感兴趣的結果。使用这种方法表征光的多重散射，不仅需要大量的时间去计算，并且需要大量内存。因此，我们需要更加简单且有效的模型去表征散射效应。实际上，描述散射矩阵的方法可以追溯至格林函数，格林函数可以用来表征由线性偏微分方程所描述的大部分問題。经过探索，科学家发现辐射传递方程是对于散射进行数学描述的更简便方式。

辐射传递方程广泛应用于光学、天体物理学、大气科学和遥感等学科。在光学中，辐射传输方程表征光子通量在传播过程的变化。假设， $\mathcal{L}(r, u)$  表示在位置  $r$  发射并由沿该  $u$  方向传播的单色光波携带的功率，即单位表面和单位立体角内的功率。于

是，以位置  $r$  为中心单位立体角  $d\Omega$ ，单位表面内  $dS$ ，在  $u$  方向上的光通量  $d\Phi(r, u)$  可以表示为：

$$d\Phi(r, u) = \mathcal{L}(r, u)u \cdot dSd\Omega \quad (2-1)$$

在现象学方法中，介质可以被认为是均匀的，并且由吸收系数  $\mu_a$ 、散射系数  $\mu_s$  和相位函数  $p(u \cdot u')$  来描述该介质。不需要所有微观结构参数（每种状态的散射体位置），用整体平均的方式简化介质的表示形式。当光子在不同方向被吸收 ( $\mu_a$ ) 或散射 ( $\mu_s$ ) 时， $\mathcal{L}(u \cdot u')$  可能会减小。光的吸收效应和散射效应的综合效果被称为消光，可以利用全局系数  $\mu_{ext} = \mu_a + \mu_s$  描述。当光子从方向  $u$  散射到方向  $u'$  时， $\mathcal{L}(r, u)$  也可能增加，可以利用  $p(u \cdot u')$  进行表示。能量平衡可以通过辐射传递方程的形式进行表示：

$$u \cdot \nabla \mathcal{L}(r, u) = -(\mu_a + \mu_s) + \frac{\mu_s}{4\pi} \int_{4\pi} p(u \cdot u') \mathcal{L}(u \cdot u') du' \quad (2-2)$$

此处，我们只考虑静止状态，该方程具有引入时间变量的潜力。

为了简化模型，假设我们拥有沿  $Z$  方向尺寸为  $L$  且沿其他两个方向无限大的平板介质。该平板中含有大量球形颗粒，入射光会被那些颗粒多次散射。如前所述，入射光的强度损失来自于光的吸收和散射效应。第一种情况，吸收是从电磁辐射场中吸收能量并将其转换为另一种形式（例如热能）的过程。另一种情况，散射保存了总能量，但传播方向发生了改变。以上的两种情况被用来描述全局弹道光的损失或衰减。如果我们只考虑弹道光，对辐射传输能量模型进行化简，则通过介质后光的强度的变化与距离变化之间关系可以被表示为：

$$\frac{d\mathcal{L}(z)}{dz} = -\mu_{ext}\mathcal{L}(z) \quad (2-3)$$

这个方程表明平均光场的强度在平板介质内部呈指数下降： $\mathcal{L}(z) = \mathcal{L}_0 e^{-\mu_{ext}z}$ ，其中  $z$  是传播长度， $\mathcal{L}_0$  是初始值。可以明显的看出，我们遇到了物理学或化学中经常遇到的著名的比尔-朗伯定律。从这个衰减中，我们可以定义由  $l_{ext} = 1/\mu_{ext}$  确定的特征长度。确切地说，对于消光长度，也可以通过以下方式定义散射和吸收长度（或平均自由程（Mean-Free Path, MFP））： $l_s = 1/\mu_s, l_a = 1/\mu_a$ 。其中， $l_s$  和  $l_a$  分别可以解释为两个散射事件之间的平均距离和两个吸收事件之间的平均距离。在大多数生物组织中  $\mu_s \gg \mu_a$ ， $l_s$  为 MFP。根据介质  $L$  相对于  $l_s$  的厚度，如图所示2.2<sup>[5]</sup>，可以考虑三种不同的散射状态<sup>[5]</sup>：

- $L \ll l_s$ : 弹道光区域
- $L \sim l_s$ : 单次散射区域

- $L \gg l_s$ : 多重散射区域

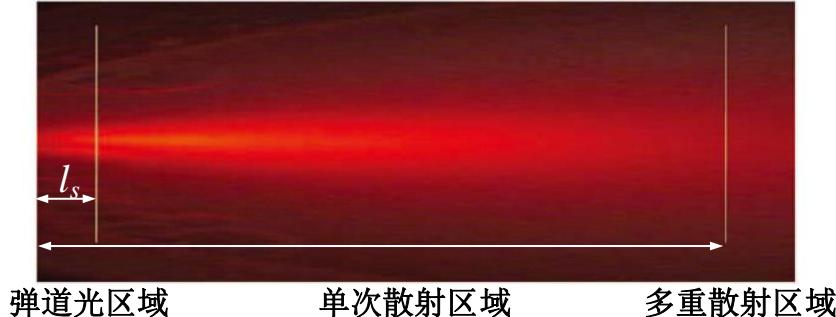


图 2.2 不同散射区域示意图 [5]

## 2.2 基于波前整形的散射成像技术

在散射介质中传播受到散射效应的影响，在像面形成系列散斑。如何定量或定性描述散射介质在光传播过程中的影响成为利用光散射效应的关键问题。虽然光在多重散射介质中传播具有很高的随机性，但当散射介质处稳定于状态时，光在散射介质中的传播具有确定性。散射介质的特性可以与多模光纤进行类比，其输出光场可看作多种模式之间的耦合与叠加。为了精确地描述散射介质在光传播过程的作用，光学传输矩阵思想被提出，有效地将入射光场和出射光场联系起来。近年来，随着光散射理论和实验技术的飞速发展，研究人员基于光学相位共轭、反馈优化的波前整形和光学传输矩阵等技术，实现了透过散射介质的聚焦或者成像<sup>[6,11,15,18,33,34]</sup>。在未获得完善的光学传输矩阵的前提下，为实现透过散射介质聚焦或成像，通常采用光学相位共轭技术或者基于反馈优化的波前整形技术；在测得完备的光学矩阵之后，往往利用光学传输矩阵技术能够有效地实现对出射光场的控制。研究结果表明，波前整形技术在生物医学成像、超分辨成像和光通信等方面有着巨大的应用前景。

### 2.2.1 光学相位共轭

光学相位共轭技术是时间反演技术在光学领域的应用，最早的光学相位共轭技术通过在照相板上记录全息图来实现<sup>[7-10]</sup>。本质上，光学相位共轭技术利用光传播的可逆性，通过获得透过介质后的光场分布，反向输入透射光场的相位共轭波形，重建原始的入射光场。光学相位共轭实现可以分为两步：第一步，光场信息的记录；第二步，相位共轭光的生成。按照相位共轭光产生方式的不同，光学相位共轭技术可以分为非线性光学相位共轭技术和数字光学相位共轭技术两类<sup>[40]</sup>。前者可以使用数字全息或定量相位成像技术来实现，后者是空间光调制器实现。在实验中，我们通常只能获取介质一面光场信息（或者获取部分入射光和部分散射光），在多重散射材料的情

况下(也在混沌腔的情况)甚至有限的相位共轭也可以地重建部分的入射光场信息。

依据非线性过程的差异,非线性光学相位共轭技术可以分为:三波混频相位共轭技术<sup>[41]</sup>、四波混频相位共轭技术<sup>[42,43]</sup>、受激布里渊散射相位共轭技术<sup>[44]</sup>和光折变晶体相位共轭技术<sup>[45]</sup>。总体而言,非线光学相位共轭技术实施起来比较复杂,通常需要非线性晶体、特定波长和强激光光源。虽然实施起来比较复杂,但是非线性相位共轭技术自早期以来多用于透过复杂介质聚焦。光折变晶体作为光学相位共轭技术的一种常用手段,虽然其调节速度较慢,但可实现透过厚生物组织的聚焦成像。随着材料技术的飞速发展,许多新型光学共轭材料被研发出来,其调节速度可与 SLM 相媲美。许多增益介质能够提供快速的光学共轭调节,但受到其物理效应的限制,仅适用于窄谱光源。三波混频相位共轭技术具有速度快频带宽的特点,但其有效角度较小。与数字光学相位共轭技术相比,非线性光学相位共轭技术在模式耦合效率方面具有较大优势<sup>[10]</sup>,往往高出 1~2 数量级。因此非线性光学相位共轭技术在生物医学方面仍然具有很大的潜力。

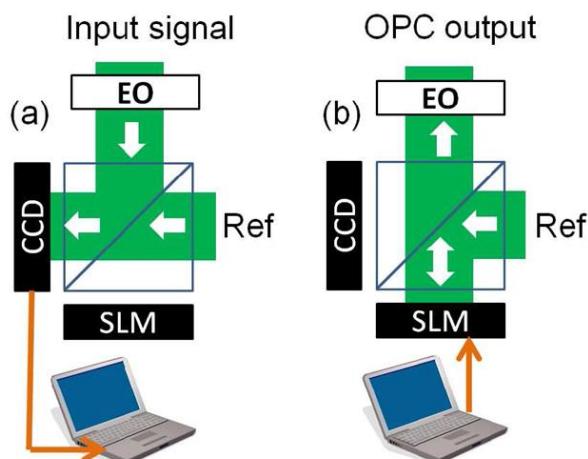


图 2.3 数字光学相位共轭示意图 [11]

由于 SLM 和 DMD 等元件的出现,使数字光学相位共轭调制变成可能,数字光学相位共轭技术的工作原理如图2.3所示。在获得输出场的光场信息后,利用数字元器件产生相位共轭光,进而实现透过散射介质的聚焦和成像。2008 年, Z. Yaqoob 等<sup>[11]</sup>人首次提出了一种基于光学相位共轭的散射成像模型,通过单次记录光场信息克服介质的散射实现成像。2009 年, Pauriss 等<sup>[12]</sup>利用了数字光学相位共轭技术实现了对光纤输出光场的控制和补偿。随后,数字光学相位共轭技术被应用于透过散射介质和多模光纤聚焦<sup>[13,14]</sup>。

数字光学相位共轭技术虽然在调制效率方面具有劣势,但是对于透过复杂介质成像方面的应用有着得天独厚的优势。数字光学相位共轭技术利用计算机记录其输出光场分布,利用调制器生成共轭光,可以对无数个输入光场进行重构,相较而言,

非线性光学相位共轭技术不具备此特点。在未来发展中，如何提高数字光学相位共轭技术的效率问题，将决定数字光学相位共轭技术在未来应用中的地位。

### 2.2.2 基于反馈优化波前整形的散射介质成像技术

基于反馈优化的波前整形技术利用优化算法（非线性或线性），通过迭代获取到目标光场所对应的最优波前，从而实现透过散射介质聚焦或成像。本质上，基于反馈优化的波前整形技术将散射介质对于光场的调制过程看作“黑箱”处理，通过迭代算法获取相应的波前，进而实现了对于输出光场的模式以及不同模式之间耦合的控制。

2007年，A. P. Mosk<sup>[6]</sup>课题组利用SLM对入射到随机散射介质中的光波进行波前相位调制，采用反馈控制算法对空间光调制器的SLM像素进行逐个优化，通过不断迭代的方式获取最优波前，所得的最优波前幅值或相位可以适当补偿由介质散射引起的波前畸变，最终得到了亮度高于调制前散斑1000倍的聚焦光斑，远远优于光学透镜的聚焦效果，实验装置和实验结果分别如图2.4和图2.5所示<sup>[6]</sup>。图2.4中，图2.4(a)为未波前整形前示意图；图2.4(b)为波前整形后示意图。图2.5中，图2.5(a)为聚焦前散斑；图2.5(b)为单点聚焦结果；图2.5(c)为多点聚焦结果；图2.5(d)为优化后的波前相位图。

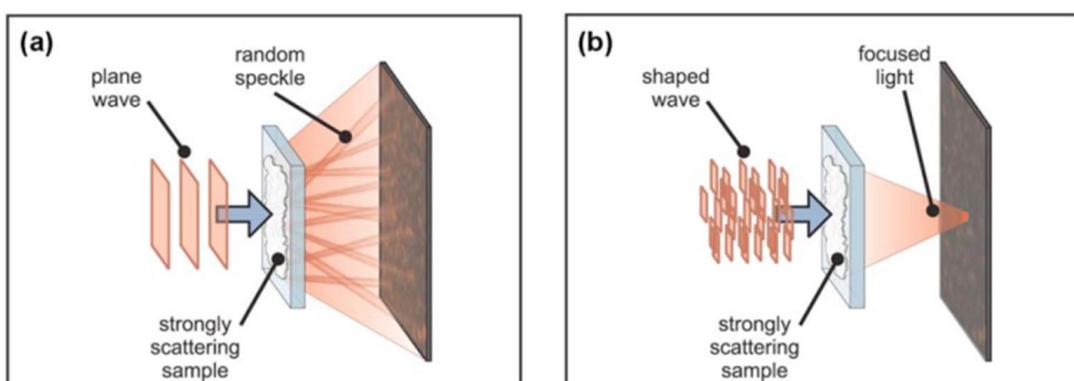


图 2.4 波前整形示意图 [6]

2010年，A. P. Mosk<sup>[15]</sup>课题组通过在传统透镜光学系统后面放置一块厚度为6um的散射介质（如图2.6所示，图2.6(a)为传统透镜聚焦光学系统；图2.6(b)为随机散射介质聚焦光学系统），利用反馈优化的波前整形方法获得了直径仅为传统光学系统1/10的聚焦光斑，极大地提升了光学系统的分辨率，实现了超衍射极限聚焦，如图2.7所示<sup>[15]</sup>，图2.7(a)为传统透镜光学系统聚焦光斑；图2.7(b)为随机散射介质光学系统调制的前散斑；图2.7(c)为超衍射极限聚焦光斑；图2.7(d)为优化的波前相位。该项工作充分利用了随机散射介质的随机散射特性，随机散射介质可以增大原有光学系统的数值孔径，从而使所获得的焦斑尺寸能超越传统透镜的光学衍射极限，具有划时代的意义。

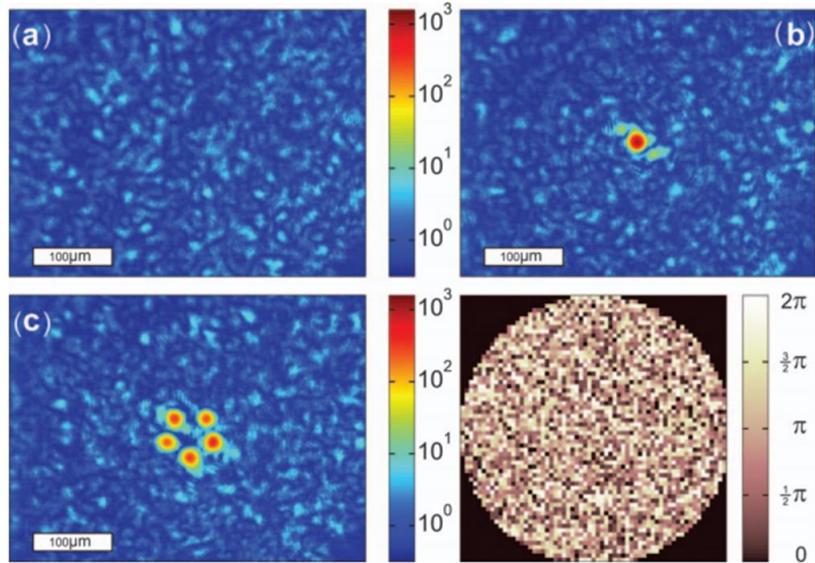


图 2.5 波前整形聚焦结果 [6]

2011 年, A. P. Mosk<sup>[46]</sup> 课题组在利用随机散射介质实现超衍射极限聚焦工作的基础上, 提出了一种基于 SLM 的随机散射透镜超衍射极限扫描显微成像方法。该课题组利用反馈控制调节聚焦的方法将光源聚焦到显微镜的物平面上, 调节 SLM 并扫描整个物平面, 实现了对金纳米粒子的观测, 分辨率可达 97 nm。该方法不需要使用荧光分子对样本进行标记, 可以实现对样本的无损观测, 实验结果如图2.8所示<sup>[46]</sup>, 图2.8(a) 为传统显微镜成像; 图2.8(b) 超衍射极限成像; 图2.8(c) 为图 (a) 左边第一颗粒子的中心切线与图 (b) 左边第一颗粒子的中心切线对比。

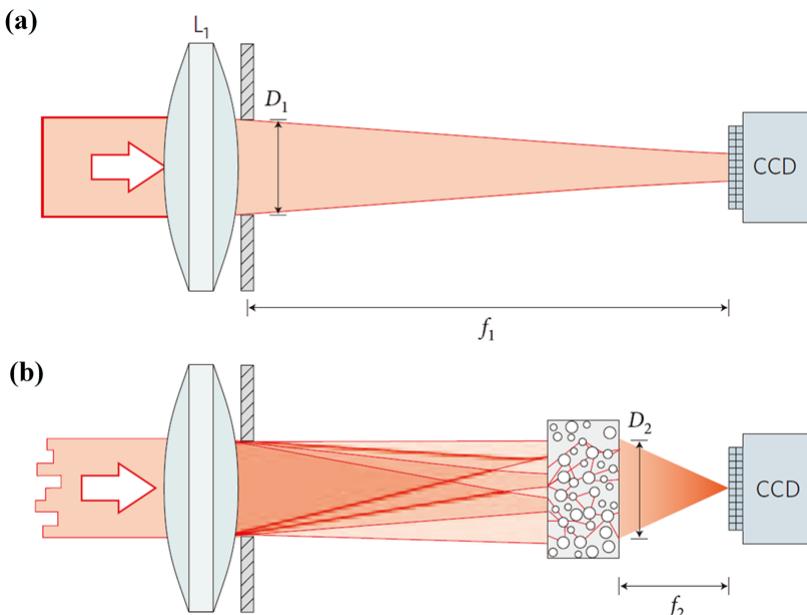


图 2.6 超衍射极限聚焦示意图 [16]

时效性是基于反馈优化的波前整形技术的关键问题。为解决这一问题, Cui 等

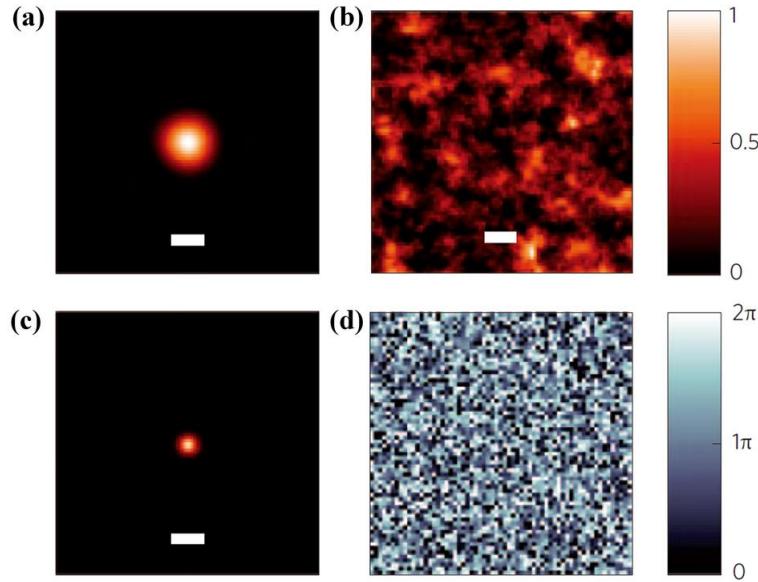


图 2.7 超衍射极限聚焦实验结果 [46]

人<sup>[47]</sup>提出了一种空间频率域并行波前优化的方法，该方法可以提升原有反馈控制算法的空间聚焦效率；Conkey 等<sup>[48]</sup>采用全局优化的思想代替原有的逐点优化，通过遗传算法实现了最终的聚焦，得到了更好的聚焦效果；随后，Blochet 等<sup>[34]</sup>将基于 MEMS 的 SLM 与现场可编程门阵列（FPGA）技术结合，实现了  $4\text{ kHz}$  左右的调制速度，将该技术应用于波前整形可有效提升成像速度。值得注意的是，2012 年，Katz 等人<sup>[21]</sup>基于反馈优化的波前整形技术，采用非相干光源实现了透过散射介质的实时成像，此项工作极大地推动了波前整形技术在实际应用上的进程。同时，基于反馈优化的波前整形技术在透过多模光纤的光学精密控制和成像方面也有着重要意义<sup>[49-51]</sup>。此外，考虑到实际应用中散射介质的时变特性，如何实现透过动态散射介质的快速聚焦或成像是未来研究中的重要课题。

2019 年，法国 Antoine 等人<sup>[17]</sup>提出了基于散斑方差的非入侵式波前优化方法，利用荧光信号散斑的方差作为波前优化算法的反馈信息，进行散斑信号方差优化，实现了透过散射介质的非入侵波前优化聚焦，此工作大幅推进了波前优化技术在生物医学应用领域的进程。图 2.9 所示为基于散斑方差的非入侵式波前优化方法示意图和优化聚焦结果<sup>[17]</sup>。在图 2.9 中，图 2.9(a) 为实验装置示意图；图 2.9(b) 为未优化前散斑；图 2.9(c) 为未优化前荧光信号散斑；图 2.9(d-f) 分别为不同随机初始值所优化后散斑聚焦图像。

### 2.2.3 光学传输矩阵的散射介质成像技术

在 Mosk 等利用波前调制技术验证了可见光透过散射介质后依然能够实现聚焦之后，基于波前调制技术的相关研究引起了世界各国科研人员的广泛关注。测量传输

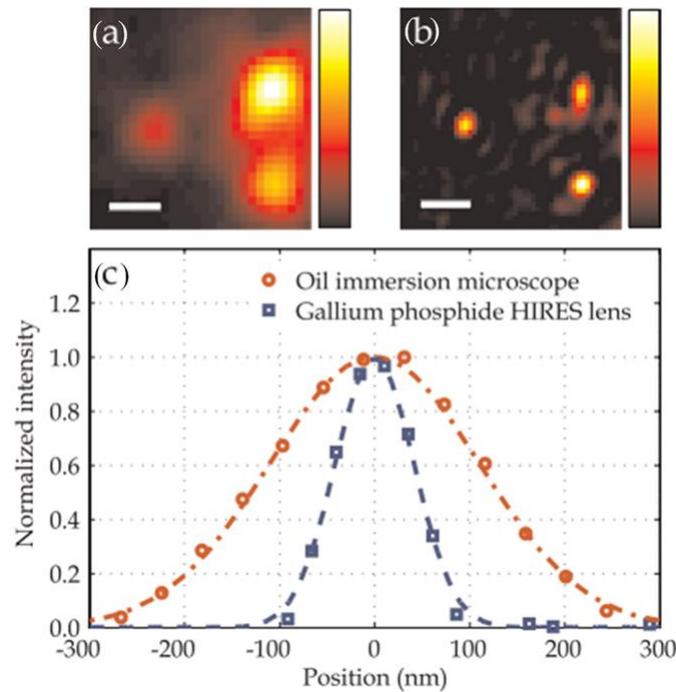


图 2.8 利用随机散射透镜实现的超衍射极限成像 [46]

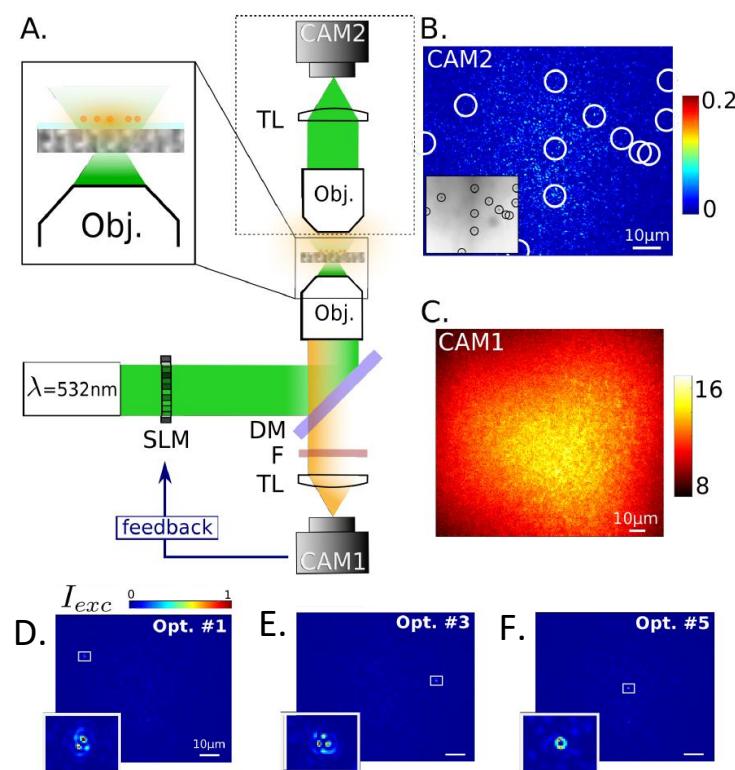


图 2.9 基于散斑方差的非入侵式波前优化方法示意图 [17]

矩阵是一种新的波前调制技术，该方法的核心思想是利用一个复杂的矩阵将入射光场与出射光场联系起来，通过测量传输矩阵并结合相位共轭技术，能够在任意位置、任意时刻实现聚焦和成像<sup>[52]</sup>。

假设光源是线性极化的，则对于光波在任何介质中的传播过程，都可以用格林函数进行描述。离散化的格林函数可以表征介质对入射光波的作用，离散化的格林函数就是上述提到的光学传输矩阵，它表示  $m$  个输出单元与  $n$  个输入单元的光场信息（振幅和相位）之间的相互关系，可以表示为：

$$E_m^{out} = \sum_n^N k_{mn} E_m^{in} \quad (2-4)$$

式中， $E_m^{in}$  表示输入光场信息； $E_m^{out}$  表示输出光场信息； $k_{mn}$  表示光学传输矩阵的元素； $N$  为光场调制模式总数。

在测得光学传输矩阵  $K$  后，假设目标输出光场为  $E_m^{target}$ ，利用相位共轭技术可以估计出输入光场，即

$$E_{cal}^{in} = K^\dagger \cdot E_{target}^{out} \quad (2-5)$$

式中： $E_{cal}^{in}$  表示计算得到的输入光场； $\dagger$  表示取共轭。则实际输出光场  $E^{out}$  可以表示为

$$E^{out} = K \cdot E_{cal}^{in} = K \cdot K^\dagger \cdot E_{target}^{out} \quad (2-6)$$

由以上分析可知，一旦测得散射介质的光学传输矩阵，就可以采用相位共轭的方法实现聚焦。

2010 年，法国卡斯特勒-布罗塞尔实验室（Laboratoire Kastler-Brossel）的 Popoff 等人<sup>[18]</sup> 利用四步相移干涉法测得了 ZnO 散射介质的光学传输矩阵，图2.10所示为该实验的测量原理<sup>[18]</sup>。

在测得 ZnO 介质的传输矩阵后，Popoff 等人<sup>[18]</sup> 利用 Tikhonov 正则化图像恢复算法对散斑进行了重建，实验结果如图2.11所示<sup>[18]</sup>，图2.11(a) 为聚焦前散斑；图2.11(b) 为单点聚焦结果；图2.11(c) 为多点聚焦结果。在重建图像时，除了相位共轭方法，往往还需要借助 Thiknov、Total Variation 复原等优化算法来获得更高质量的重建图像，因此研究不同重建算法的优劣具有重要意义<sup>[53]</sup>。

基于光学传输矩阵的散射成像方法的优点在于只要测量出成像系统的光学传输矩阵，便可以从任意目标所成的散斑中迅速恢复出待测目标。但是，就现阶段的研究来看，该方法所需系统较复杂，对系统稳定性的要求非常高，任何改变都有可能导致无法重建目标，目前的研究水平还无法做到对实际物体成像。

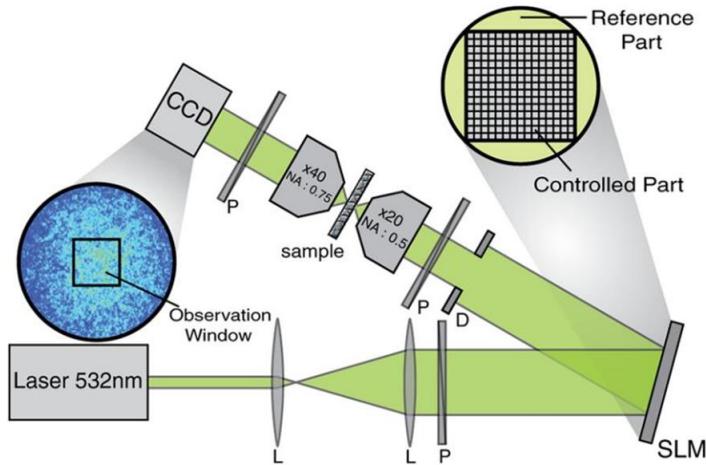


图 2.10 四步相移测量传输矩阵的实验原理图 [18]

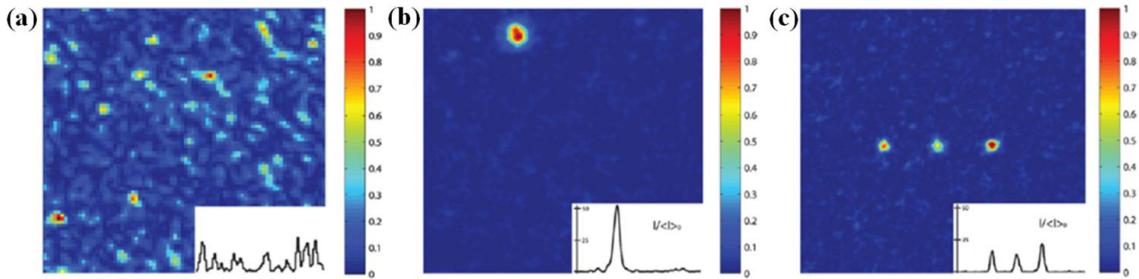


图 2.11 采用相位共轭法得到的聚焦结果 [18]

虽然光学传输矩阵方法已在实验中得到了验证，但是在实际应用中仍有许多不足之处。随着对光学传输矩阵方法研究的深入，许多光学传输矩阵测量方法被提了出来，如：2011 年 Choi 等<sup>[16]</sup>提出的频域传输矩阵测量方法、2015 年 Drémeau 等<sup>[2]</sup>提出的基于相位恢复算法的测量方法、2015 年 Yoon 等<sup>[54]</sup>提出的基于波前相位调制的测量方法。不同的测量方法具有不同的特点，如：频域测量方法无法对倏逝波矩阵进行测量，基于相位恢复算法的测量方法的稳定性差，而基于波前调制的测量方法的精确程度受限于调制光的精准程度。2012 年，Tripathi 等<sup>[55]</sup>提出了一种测量矢量光学传输矩阵的方法，利用该方法可以获得指定偏振态的聚焦光波；2015 年，Andreoli 等<sup>[56]</sup>提出了一种基于测量多光谱传输矩阵的方法，该方法可以实现宽光谱聚焦；2016 年，Mounaix 等<sup>[57]</sup>利用多光谱传输矩阵方法实现了控制超短脉冲激光通过散射介质的空时聚焦；在多光谱传输矩阵研究的基础上，2019 年 Dong 等<sup>[58]</sup>利用多路复用相位反演的光谱方法实现了透过散射介质聚焦。多物理量探测有助于信号的探测和识别，增加光学传输矩阵的测量维度（光谱和偏振）等将在未来的实际应用中起到至关重要的作用。另外，如何保证光学传输矩阵测量的实时性是未来研究的重要方向。

## 2.2.4 非入侵传输矩阵测量技术

2020年，法国研究人员 Antoine 等<sup>[59]</sup>人首次提出了非入侵光学传输矩阵测量技术，实现了完全非入侵条件下实现光学传输矩阵测量并聚焦成像。该工作极大的拓展了光学传输矩阵测量应用场景，利用随机散斑照明，并记录荧光目标所激发的荧光散斑图案，以非入侵的方式恢复了照明部分至荧光目标部分输入矩阵，并成功恢复荧光目标至探测器部分输出矩阵，基本工作原理如图2.12所示<sup>[59]</sup>。该工作在一定程度上证明光学传输矩阵方法在实际应用场景中的重要价值。

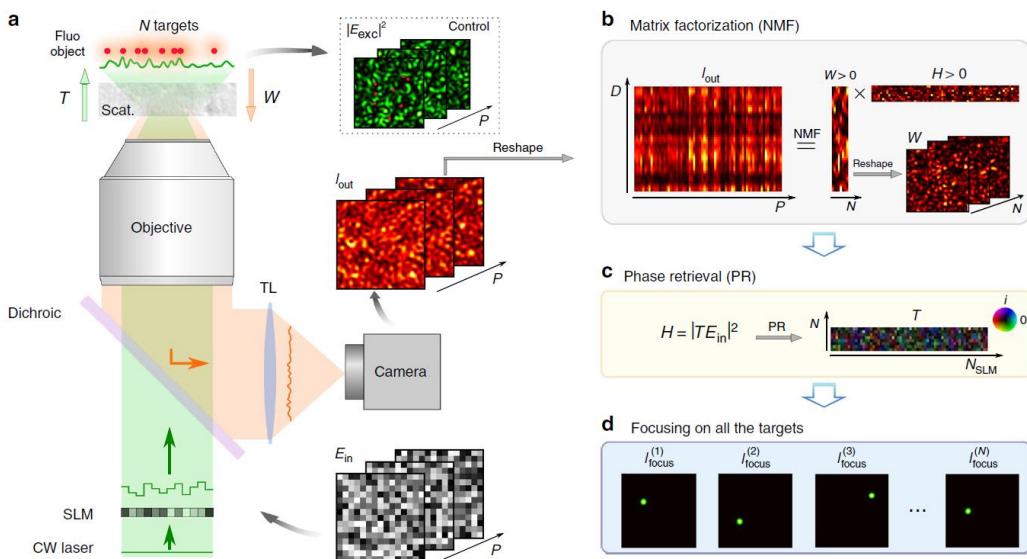


图 2.12 基于荧光信号的非入侵光学传输矩阵测量原理 [59]

## 2.3 基于 OME 的散射成像技术

基于 OME 的散射成像技术是透过散射介质成像的重要组成部分，它可以利用散斑，通过自相关运算，获取目标信息的傅里叶振幅，进而结合有效的相位恢复算法实现目标的重建。与波前整形技术相比，基于 OME 的散射成像技术具有非入侵的特点，且对于光源、介质和系统的要求较低。随着对 OME 研究的深入，利用散射介质的退相关特性，可实现透过散射的光谱成像<sup>[60,61]</sup> 和三维成像<sup>[62,63]</sup>，这将对未来的新型成像系统具有重要意义。

### 2.3.1 OME

在一定的入射角度范围内，当改变光源入射方向时，经过散射介质在像平面上得到的散斑形状特征保持不变，但整体发生了平移，这一现象称为 OME。图2.13所示为 Freund 等<sup>[23]</sup>所做的关于 OME 的实验验证结果，当把入射光波绕着光轴轻微转动时，

所得散斑与之前的散斑具有很强的相关性。也就是说，散斑的强度分布并不会发生明显变化，但散斑会随着入射角度的变化而发生相应的移动。进一步改变入射角度，可以看到散斑依然会发生相应的偏移，但其相关性逐步降低，直到相关性完全消失。如图2.13所示，左侧一列为散斑相关度的测量结果，右侧一列为随着光波入射角度变换的散斑。OME 表明，入射光波经过散射介质并发生多次散射后，随着入射角度在小范围变化，出射光波形成的散斑仍然保留了入射光波的有效信息。然而，以上所介绍的传统 OME（即：“倾斜”记忆效应）适用于薄散射层，很难在厚散射介质（如生物组织）中使用。

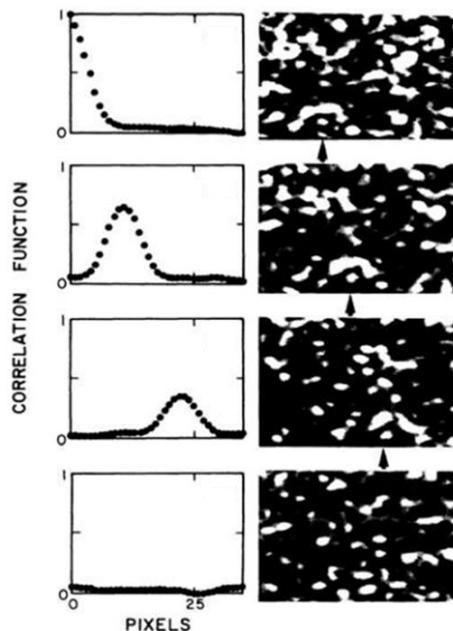


图 2.13 OME 实验结果 [23]

随着对不同介质特性、传输矩阵和 OME 的深入研究，OME 被分为三种类型：倾斜 OME，平移 OME 和倾斜平移混合 OME<sup>[64]</sup>。三种不同的 OME 示意图如图2.14所示，图2.14(a) 为倾斜 OME<sup>[23]</sup>；图2.14(b) 为平移 OME<sup>[65]</sup>；图2.14(c) 为倾斜平移混合 OME<sup>[64]</sup>。值得注意的是：平移 OME 和倾斜平移混合 OME 在透过厚散射介质聚焦或者成像有着更广泛的应用。

### 2.3.2 基于散斑相关的散射成像技术

2012 年，J. Bertolotti 等人<sup>[22]</sup> 在 Nature 杂志上首次提出了利用散斑相关技术实现非侵入式的透过散射介质成像，实验系统如图2.15所示<sup>[22]</sup>。根据散射介质的记忆效应，激光器在空间中以不同角度  $\theta$  扫描时，相机接收到的散斑  $I(\theta)$  具有高度相关性，这一成像过程可以描述为

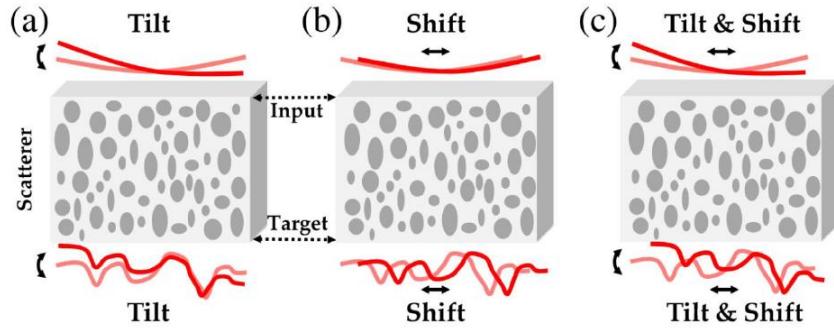


图 2.14 三种不同 OME 类型 [64]

$$I(\theta) = \int_{-\infty}^{\infty} O(r)S(r - \theta d)d^2r = [O * S](\theta) \quad (2-7)$$

即散斑可以看成是原目标  $O(r)$  与上述成像系统点扩展函数  $S(r)$  卷积的结果， $r$  表示空间位置，目标信息已经被“编码”至散斑中， $d$  为散射介质与探测器之间距离。对散斑作自相关运算，并运用卷积定理可以得到

$$\langle I \star I \rangle = \langle O * S \rangle \star \langle O * S \rangle = [O \star O] * \langle S \star S \rangle \quad (2-8)$$

式中： $\langle \cdot \rangle$  为均值运算； $\star$  为相关运算； $*$  为卷积运算。

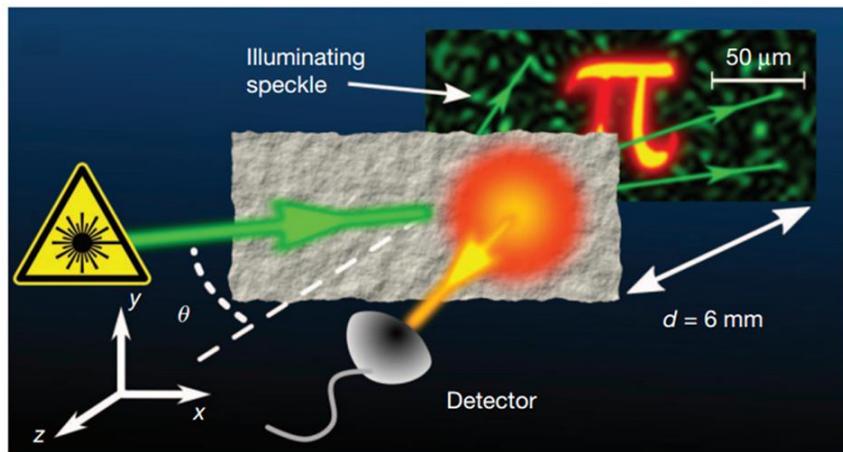


图 2.15 基于 OME 的非侵入式成像方法示意图 [22]

依据介观物理理论<sup>[66,67]</sup>，当介质的有效厚度远小于 Anderson localization 长度，并且散射足够充分时， $\langle S \star S \rangle$  可以表示为类  $\delta$  函数<sup>[22]</sup>，即目标的自相关信息可近似由散斑自相关得到。由 Wiener-Khinchin 定理可知，从目标的自相关信息中可以得到目标在频率域的振幅信息，再结合相位恢复算法采用迭代的方法就可以得到目标在频率域的相位信息，从而实现目标的重建，实验结果如图2.16所示<sup>[22]</sup>，图2.16(a) 为散斑；图2.16(b) 为散斑自相关结果；图2.16(c) 为原目标；图2.16(d) 为重建目标。该方法避

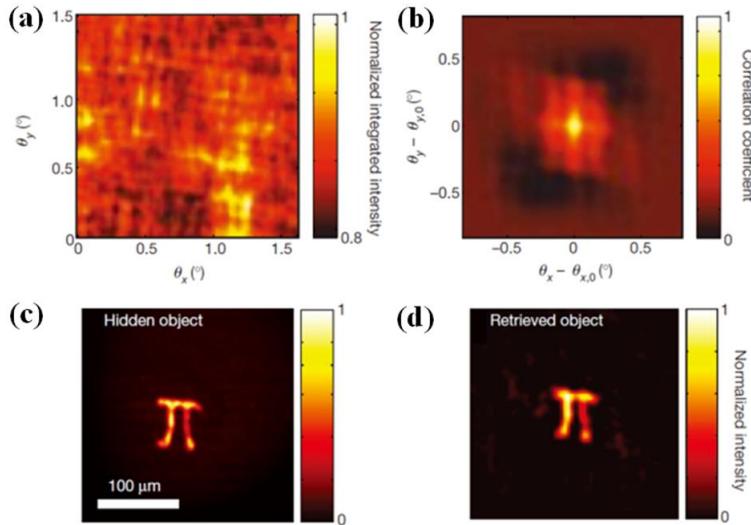


图 2.16 基于 OME 的散射成像方法的实验结果 [22]

免了波前整形及传输矩阵测量所带来的问题，极大地改善了已有方法的不足，但它仍需要在 OME 范围内扫描，整个成像过程需要耗费几十分钟，依然无法满足实时成像的要求。

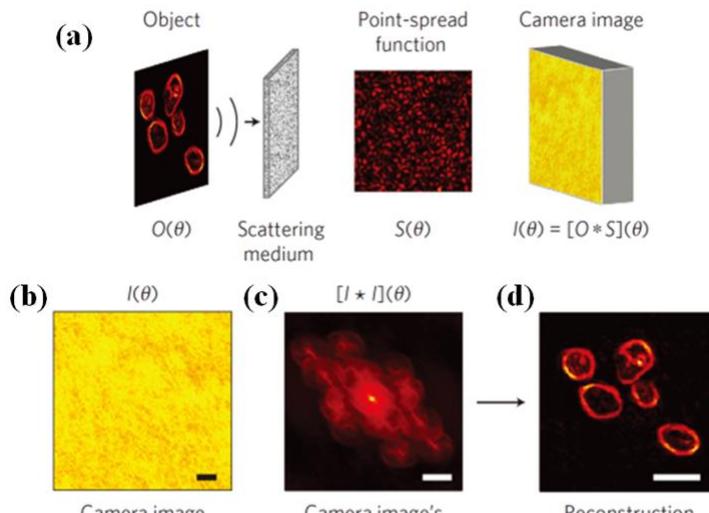


图 2.17 基于单帧散斑自相关的示意图 [24]

2014 年，O. Katz 等<sup>[24]</sup> 在 J. Bertolotti 研究的基础上提出了一种基于单帧散斑自相关的成像方法，成像模型和实验结果分别如图2.17和图2.18所示<sup>[24]</sup>。图2.17中，图2.17(a) 为成像模型示意图；图2.17(b) 为散斑图案；图2.17(c) 为散斑图案的自相关；图2.17(c) 为目标的重建结果。图2.18中，图2.18(a) 为成像装置；图2.18(b) 为散斑；图2.18(c)~(g) 第一列为散斑自相关，第二列为重建目标，第三列为原目标。该方法不仅完全避免了原有成像方法需要扫描的缺陷，而且避免了成像系统的像差带来的影响，节省了成像时间，成为散射成像技术的又一次突破。然而，该方法依然受限

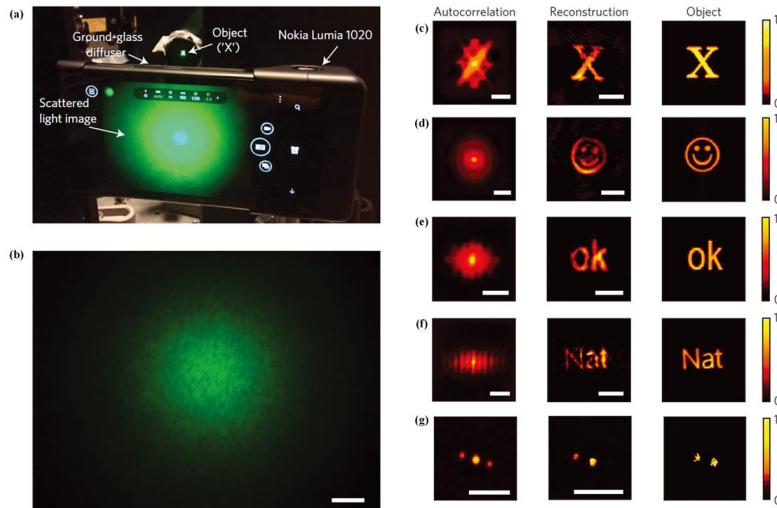


图 2.18 基于单帧散斑自相关成像的实验结果 [24]

于 OME，并且实现非侵入式的条件比较苛刻，距离实际应用依然存在很多障碍。同时，该方法的成像效果会受到相位恢复算法的影响，成像存在不确定性。如：Fienup 型相位恢复算法<sup>[68,69]</sup> 的缺点在于，初始迭代相位的随机性导致最终的重建目标在方向、空间位置上具有随机性，进而导致了重建结果的不确定性。

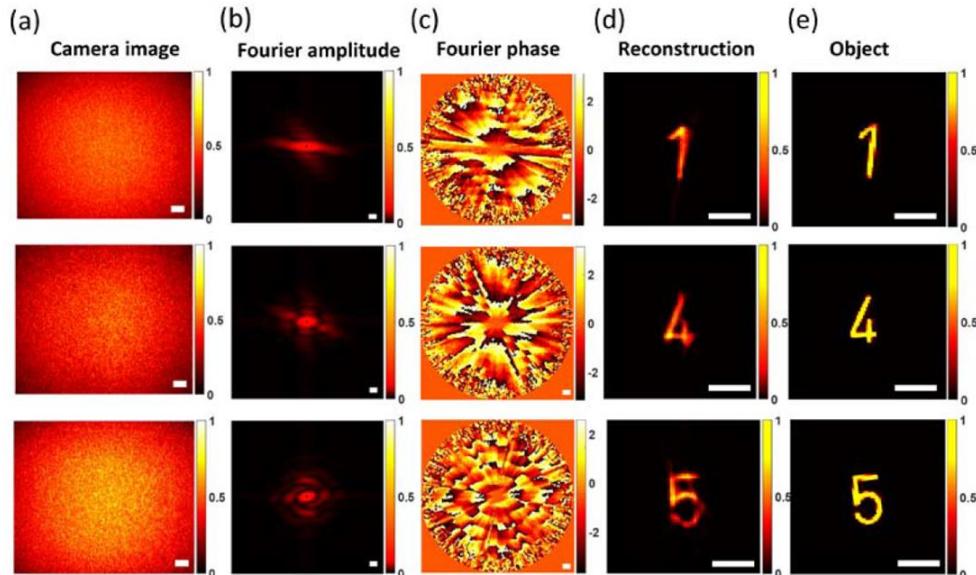


图 2.19 采用双谱分析得到的重建结果 [70]

针对 Fienup 型相位恢复算法的缺点，Wu 等<sup>[70]</sup> 将天文观测中的三阶相关相位恢复技术（又称双谱技术）引入到散射成像的相位恢复过程中，用以解决由相位恢复算法所导致的重建结果不确定的问题。采用双谱分析得到的重建结果如图2.19所示<sup>[70]</sup>，图2.19(a) 为散斑；图2.19(b) 为傅里叶振幅；图2.19(c) 为傅里叶相位；图2.19(d) 为重建目标；图2.19(e) 为原目标。三阶相关相位恢复技术与 Fienup 型相位恢复算法的散

斑相关成像相比具有以下优势：1) 能够精确地恢复出目标频率域的相位信息；2) 不需要大量的迭代与重复估计；3) 具有更好的抗噪性；4) 保留了目标的方向信息。

除了上文所提到的静态散射介质，透过动态散射介质成像是透过散射介质成像领域不可或缺的一部分<sup>[71,72]</sup>。2016年，美国马里兰大学的 Scarcelli 课题组<sup>[71]</sup> 提出了一种基于浴帘效应的散射成像方法。该方法通过对多帧散斑作逆傅里叶变换并叠加取平均值，近似求得了原目标场的自相关，然后结合相位恢复算法得到了目标的频率域相位，进而恢复出了目标信息，如图2.20所示<sup>[71]</sup>。在图2.20中，图2.20(a) 为原目标；图2.20(b) 为薄散射体远离目标；图2.20(c) 为薄散射体紧贴目标；图2.20(d) 为基于浴帘效应的散射成像系统原理图；图2.20(e) 为目标重建过程。相比前述几种成像方法，基于浴帘效应的成像方法的主要不同之处在于：1) 利用了散射介质的近场相关性；2) 可适用于透过动态散射介质成像；3) 照明光源为相干光。然而，其局限性也很明显，如需要记录多帧散斑，限制了成像速度。

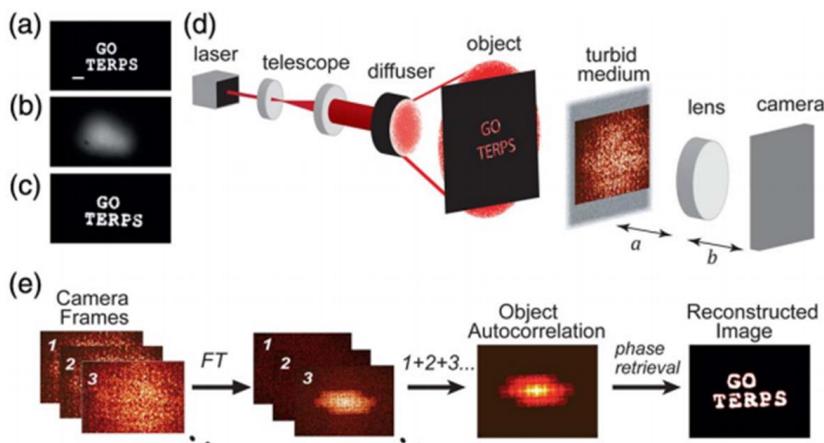


图 2.20 基于浴帘效应的散射成像结果 [71]

基于散斑相关的散射成像方法具有系统简单且能够实现非侵入式成像的特点，但其缺点也很明显，如：成像的视场受记忆效应范围的限制，与平均传输自由程成反比。鉴于此，许多扩展 OME 的方法和技术应运而生，如：利用参考目标<sup>[73]</sup> 或先验知识<sup>[74]</sup> 实现超记忆效应范围成像的技术，通过光场估计<sup>[75]</sup> 或散斑估计<sup>[76]</sup> 的方法实现透过散射介质成像的景深扩展。除了以上所描述的基于散斑相关的透过散射介质成像技术外，将散斑相关成像技术与光谱编码技术<sup>[35]</sup>、压缩感知技术<sup>[77,78]</sup>、双目视觉技术<sup>[79,80]</sup> 等相结合，也可实现透过散射介质的彩色成像、光谱成像和三维成像等。

### 2.3.3 利用 OME 点扫描成像技术

OME 是无序介质的固有特性，可以用任何入射波前观察到。特别是，当入射波前在透射中形成一个明亮的焦点时，它也可以用来成像。如果介质拥有 OME，则意

意味着这个焦点可以被平移。这种点扫描成像方法对于透过散射介质成像特别有趣，因为使用单个焦点和光栅扫描它（基于“倾斜”记忆效应），可以恢复隐藏目标的图像。这种利用 OME 实现点扫描成像首次被 I.M.Vellekoop 等人验证<sup>[20]</sup>，如图2.21所示<sup>[20]</sup>。在图2.21中，图2.21(a) 为平面波透过波散射介质形成散斑示意图；图2.21(b) 为基于波前整形技术聚焦示意图；图2.21(c) 为聚焦点扫描示意图；图2.21(d) 为实验系统；图2.21(e) 为目标图像；图2.21(f) 为扫描成像结果；图2.21(f) 为相机所接收到散斑图案。

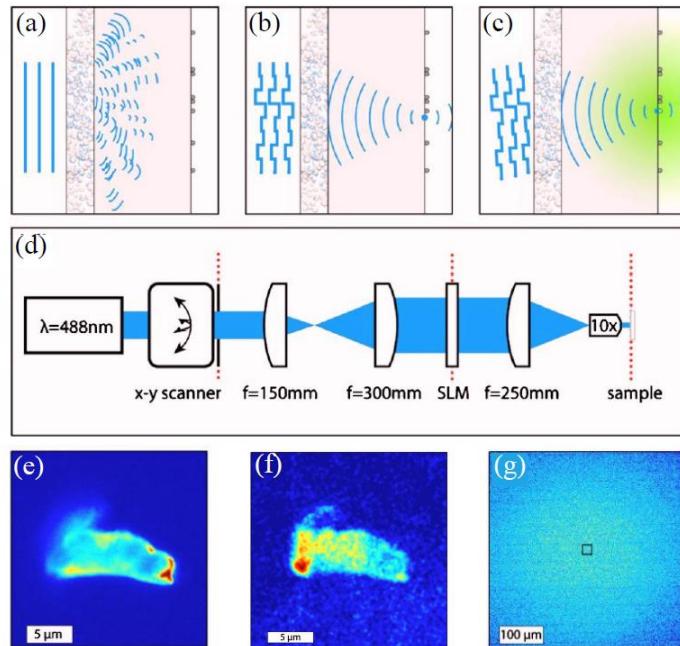


图 2.21 基于 OME 的点扫描成像结果 [20]

## 2.4 基于点扩展函数工程的透过散射介质成像技术

根据光学效应范围，透过散射介质成像系统的数学模型如式 (2-7) 所示，分析其数学模型不难发现，在传统成像方面已成熟应用的去卷积技术有望实现透过散射介质成像。2016 年，Edrei 等<sup>[81]</sup> 在测量散射系统点扩展函数的基础上，采用 Lucy-Richardson 去卷积迭代非线性复原方法<sup>[82,83]</sup>，实现了透过散射介质成像，结果如图2.22所示<sup>[81]</sup>。图2.22中，图2.22(a) 为实验系统示意图；图2.22(b) 为原目标；图2.22(c) 为散斑图案；图2.22(d) 为系统点扩展函数；图2.22(e) 为重建结果。Edrei 等开创了利用点扩展函数实现透过散射介质成像的新局面，其核心在于系统点扩展函数的获取。点扩展函数工程的成像效果依赖于所获取的系统的点扩展函数的准确性，在成像过程中要保证散射介质的稳定性，基于点扩展函数工程的透过散射介质成像技术仅适用于静态散射介质成像。

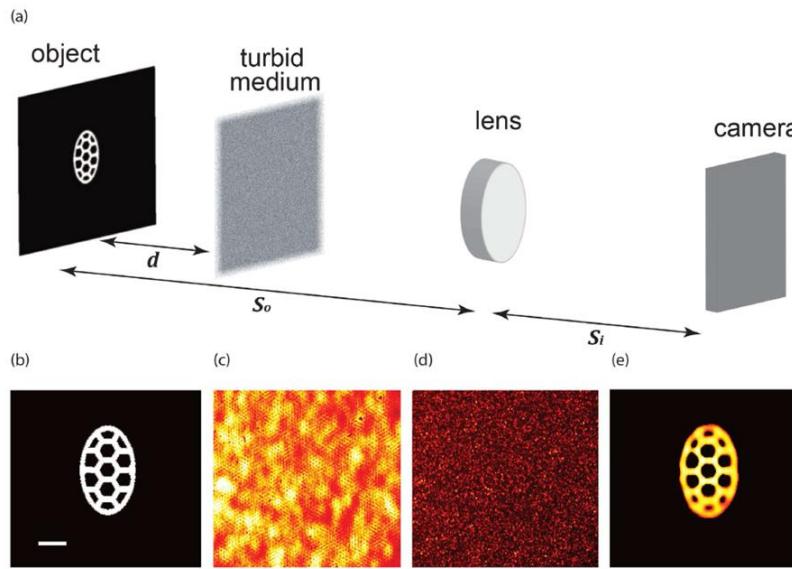


图 2.22 基于去卷积的散射成像结果 [81]

2017 年，西安电子科技大学的邵晓鹏课题组<sup>[84]</sup>借鉴天文成像所应用的相位多样性技术，通过获取多帧散斑，估算得到了散射光学系统的点扩展函数，进而通过去卷积技术实现了透过散射介质成像。基于相位多样性的散斑成像原理、散斑重建及系统点扩展函数估计结果如图2.23、2.24所示<sup>[84]</sup>，通过采集 N 帧多样性散斑，利用不同像平面位置处系统孔径函数中相位分布之间的关系，结合相位多样性重建方法，对系统的点扩展函数进行联合估计，进而通过去卷积方式实现了目标重构。与其他方法相比，该方法仅需多帧散斑进行联合估计，无须测量系统的点扩展函数便可实现透过散射介质成像。图2.24中，图2.24(a)为原目标；图2.24(b)为多样性散斑；图2.24(c)第一列为估计的随机相位，第二列为估计的局部点扩展函数，第三列为重建目标。

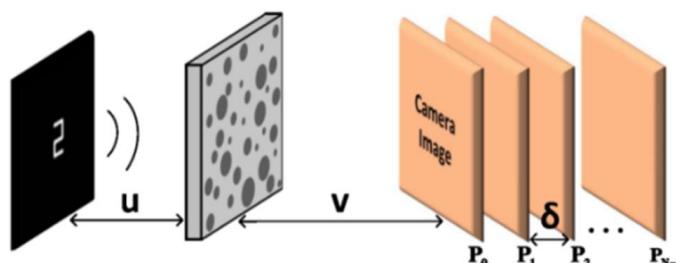


图 2.23 基于相位多样性的散斑成像原理示意图 [84]

除了上文提到的利用去卷积或估计系统点扩展函数实现透过散射介质成像外，利用散射介质点扩展函数的光谱维和空域正交性，在光谱维或空域多次测量散射介质的点扩展函数，将解卷积得到的物体像进行数据重构，也可以实现透过散射介质的光谱成像和三维成像。例如：2017 年，Sahoo 等<sup>[35]</sup> 分别测量获得了散射系统在不同波长下的点扩展函数，利用散射介质的光谱退相关特性，将去卷积过程作为光谱滤波

的手段，实现了单帧透过散射介质多光谱成像；2018年，Antipa等<sup>[85]</sup>利用空域中点扩展函数的正交特性，分别测量了物空间不同点源目标所产生的点扩展函数，通过3D-TV去卷积方式，实现了单帧透过散射介质的三维成像，重构过程具有稳定性高、抗噪性能较强的特点。深度学习技术和PSF工程技术的结合<sup>[86]</sup>，一定程度上能够完成更加困难的情境下散射成像。

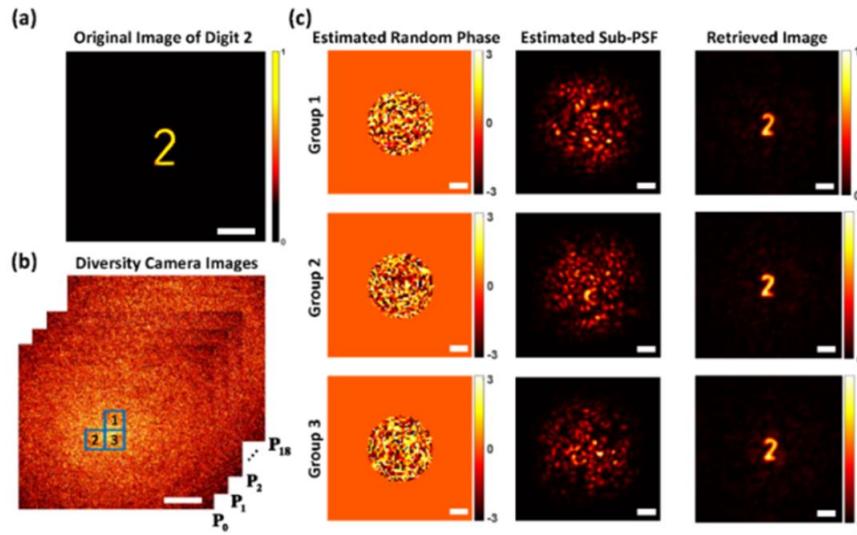


图 2.24 基于相位多样性的散射成像实验结果 [84]

毫无疑问，基于点扩展函数工程的方法比透过散射介质成像方法具有较大优势：与波前整形相比，无需复杂的波前反馈调制及迭代，仅通过单帧散斑便可实现透过散射介质成像；与散斑相关相比，避免了相位恢复算法带来的不确定性（如位置信息和方向信息的不确定性），在光谱成像和三维成像方面有着巨大的潜力。然而，基于点扩展函数工程的方法也有不足之处：1）需要获取系统的点扩展函数，在实际应用中往往需要对点扩展进行测量，在实际应用中的难度较大；2）目标重建效果受重建算法的影响较大，选择合适的去卷积算法对重建效果具有重要；3）重建效果受限于光学系统的稳定性，任何器件的移动都可能导致重建结果失效。总而言之，基于点扩展函数工程的方法对于过散射在未来透过散射介质的三维成像和光谱成像具有重要意义。

## 2.5 本章小结

本章围绕当前散射成像技术的研究现状展开叙述，对波前整形和基于OME的散射成像技术进行介绍，并对散射成像技术在生物医学领域的应用前景进行了展望。波前整形技术（光学相位共轭技术、基于反馈调节的波前整形技术和光学传输矩阵技术）的关键在于研究光在散射介质中的传播特性，利用数学的形式对散射介质的特性

进行定量或定性表示。研究结果表明，利用波前整形技术可以实现透过散射介质聚焦和成像，这在生物医学利用上具有重要意义。在基于 OME 的散射成像技术中，散斑相关成像通过自相关计算恢复了目标的傅里叶振幅，利用相位恢复算法恢复了傅里叶相位，从而实现了非侵入式透过散射介质成像；基于点扩展函数工程的透过散射成像技术利用点扩展函数的退相关特性和随机编码特性，实现了光谱成像和三维成像。总体来看，OME、传输矩阵特征值的双模分布、时间反演法等物理概念，均是将电子学、声学的研究中的物理概念迁移到光学研究中，并且一一得到了验证，这为科研人员研究光散射问题指明了一个方向，即可以用某些研究电子散射问题的方法来解决光散射问题，这一事实同时也从另一角度证明了光现象和电磁现象的统一性。综上所述，散射成像已在光学显微、光通信和生物医学领域取得了一系列成果，但是许多问题仍待解决。散射成像技术将向着更高分辨率、更远作用距离和更快速的方向发展。可以预见，随着科研人员对光散射问题的深入研究，上述问题都能够被有效解决，并且会有更多的突破性进展，使散射成像技术能够被广泛应用于人们的日常生活及生产中。如前面所提到，目前解决散射问题主要通过两种途径：(i) 利用特殊光学器件对散射进行补偿，去除散射效应，直接成像；(ii) 利用计算的方法，挖掘散斑信息实现图像重建。

第三章中，我们首先介绍了散斑相关成像模型和光谱传输矩阵模型；其次，研究了散斑相关成像方法和光谱传输矩阵方法的应用扩展并通过数字仿真以及实验对他们进行验证。

### 第三章 透过散射介质的光谱信恢复和空间信息恢复

前面的章节中，我们已经介绍了散射成像的研究背景、发展现状及研究意义，并且对散斑的基本概念与特性进行了阐述，同时介绍了本章工作所依赖的基本物理特性，即：散斑的光谱多样性及 OME。

光谱成像已经发展多年，它在天文成像到地球观测以及生物医学成像等领域有着重要的应用前景。然而，当光线通过生物组织或毛玻璃等混浊介质时，会被强烈散射并扩散成复杂且杂乱的散斑图案，这使得利用目标的光谱信息和空间信息变得困难。虽然，目标的空间信息和光谱信息保存在所获取的散斑图案中，但是，如何有效地利用此类信息变得极为挑战。伴随着对散射特性的深入研究，波前调制技术、光学传输矩阵和散斑相关等技术在透过散射介质成像方面有着重要的应用。然而，波前调制技术需要较长的波前优化过程，且耗时较长，有效地选取恰当的反馈信号对该技术的应用起着决定性的作用。与此同时，波前调制技术的实现往往需要利用光学或声学探针，对聚焦信号实现定位或者引导，才能够有效地实现聚焦。光学传输矩阵技术需要对散射介质的传输矩阵进行测量，记录特定输入信号及其对应的输出信号，通常难以在非入侵的情境下实现成像工作，如：生物成像等。2012 年，意大利学者 J.Bertolotti 等人<sup>[22]</sup> 提出了基于 OME<sup>[23,87]</sup> 的散斑相关成像方法，通过相关的方式从散斑数据中获取目标的傅里叶振幅，进一步利用相位恢复算法从傅里叶振幅中实现目标的傅里叶相位信息恢复，最终，实现隐藏目标的空间信息重建。然而，此方法需要对入射激光光源进行多角度扫描，其成像质量与角度扫描的数量密切相关。2014 年，以色列学者 O.Katz 等人<sup>[24]</sup> 受到天文成像方法的启发，对散斑相关成像方法进行改进，实现了单帧散斑的透过散射介质成像。利用自相关的方法从单帧散斑获取目标的傅里叶振幅信息，然后利用相位恢复算法恢复相应的傅里叶相位信息，进而恢复目标的空间信息。即使能够实现对隐藏目标的散斑成像，但是恢复目标的光谱信息仍极其困难。在光谱域，当单色光通过散射介质后，其散斑图像的强度分布与与入射光的波长相关。2013 年，B.Redding 等人提出了基于介质光谱传输矩阵光谱重建方法。此方法将不同单色光通过散射介质的散斑作为该波长的指纹，并将不同的光谱指纹存储在矩阵中，称为光谱传输矩阵。当有未知光谱信息的光源输入系统时，只需要记录其相应的散斑并对其进行求解，便可以实现对未知光源的光谱信息恢复。在随后的发展中，许多学者将此光谱重建的方法的应用扩展到无序光子晶体、多模光纤和散射介质等。然而，此方法只能对目标信息的光谱信息进行恢复，无法实现目标的结构信息的恢复。

在本章中，我们首先介绍了基于光谱传输矩阵的光谱信息恢复方法和基于 OME

的散斑相关成像方法的基本原理，并对其进行了仿真复现；其次，我们对两种方法进行了结合，设计了一个双臂系统实现透过散射介质实现光谱成像。对于我们的系统，一个臂用于通过光谱传输矩阵的方式实现光谱信息重建，另一臂用于通过散斑关成像方法实现目标结构信息重建。最后，我们进行了实验，验证了该系统能够有效地实现目标光谱信息重建和空间信息重建。由于散射介质选择的多样性，该系统在低造价的成本下，实现了对目标结构和光谱信息的重建。

### 3.1 基于光谱传输矩阵和散斑相关成像方法的原理介绍

图3.1所示为本章所要描述的透过散射介质的光谱信息和结构信息恢复的结构示意图。输入光通过光学准直器照明目标，然后又分束镜将来自于目标的光束分为两束，一束进入光谱测量臂，另外一束进入结构信息重建臂。在光谱臂中，光束被由单模光纤和透镜进行收集并准直，然后透过散射介质，被相机所探测。在成像臂中，光束直接照明散射介质并透过散射介质，然后由相机接收散射后的散斑信息。在以下部分，我们分别对光谱重建的数学模型和散斑相关成像数模型进行描述。

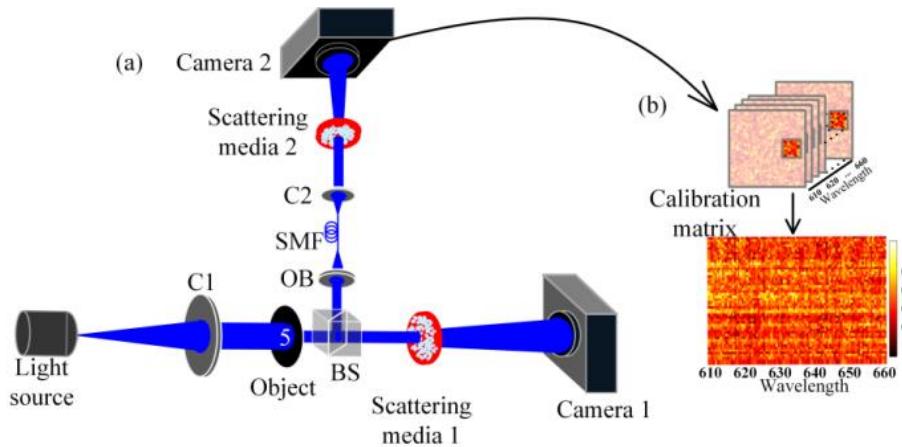


图 3.1 透过散射介质的光谱信息和结构信息恢复的结构示意图

#### 3.1.1 基于光谱传输矩阵的光谱重建模型

散斑图像中的强度分布取决于照明的角度、观察角度和入射光的波长等因素。在本小节中，我们只对入射光的波长变化进行讨论。首先，我们需要引入散斑的光谱多样性概念。如图3.2所示的系统中，照明光源与散射介质之间的距离为  $d$ ，散射介质与相机之间的距离为  $S_0$ ，当特定波长以固定的角度照明散射介质时，散射光被位于介质后表面距离为  $S_0$  相机接收。在此，我们认为此类散射介质的散射效应随着波长的改变而变化。我们在惠更斯-菲尼尔近似条件下，相机所接收的散斑图像可以表示为：

$$E(r_c, \lambda) = A \iint E(r_o, \lambda) e^{\frac{ik}{2d}(r_s - r_o)^2} Pup.(r_s, \lambda) T(r_s, \lambda) e^{\frac{ik}{2S_o}(r_c - r_s)^2} dr_o dr_s, \quad (3-1)$$

其中,  $k = 2\pi/\lambda$ ,  $r_c$ 、 $r_o$  和  $r_s$  分别表示相机平面, 光入射面和散射介质平面的坐标,  $Pup.(r_s, \lambda)$  为散射介质的孔径函数,  $T(r_s, \lambda)$  为介质的散射作用。

我们固定公式 (3-1) 中的除波长以外参数, 分析波长改变对散斑分布的影响。首先, 我们假设散射介质对于不同波长光引起的相位变化相同。在此假设下, 波长的改变, 会引起散斑图案的空间缩放。其次, 对于散射介质来说, 其散射效应取决于波长。换而言之, 对于不同波长入射光由散射介质引起的相位畸变不同, 这样会导致所接受散斑图案分布发生变化, 而非简单的缩放。但是对于实际应用中, 往往两种效应同时存在, 或者往往更复杂, 此种效应被称为散斑的波长多样性。同时我们也进行了相应的仿真, 分析波长改变引起的散斑之间的相关系数的改变, 仿真结果如图3.3所示。如何有效地利用散斑的波长多样性, 将对散斑的波长信息利用有着重要的意义。

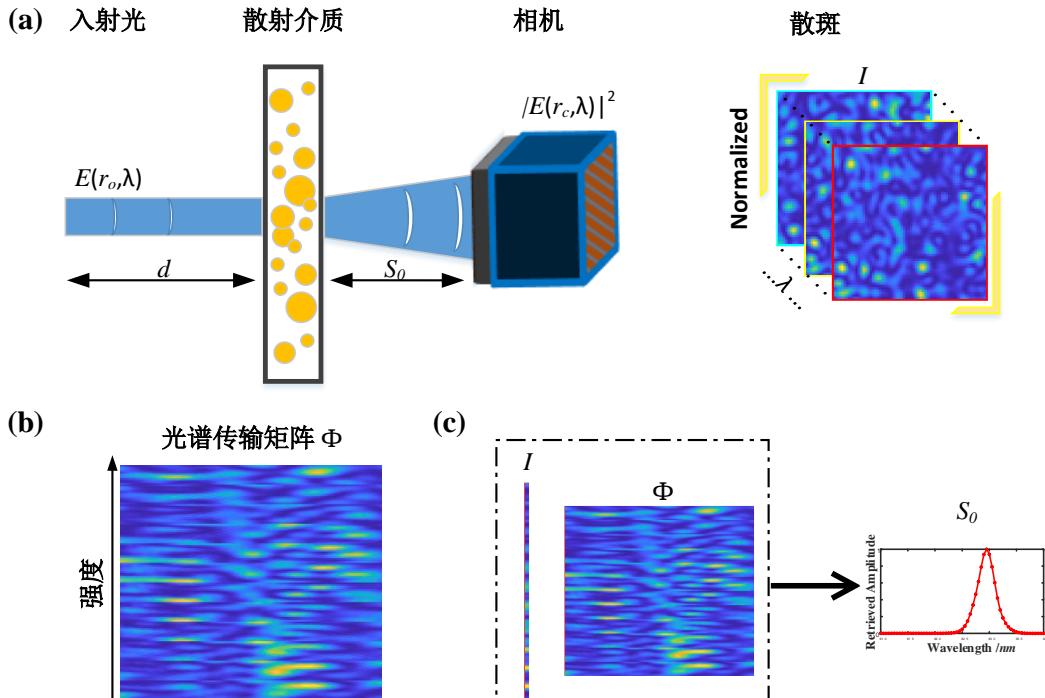


图 3.2 基于光谱传输矩阵的光谱重建基本原理

对散射介质的光谱指纹进行预标定归一化处理, 并将不同的光谱指纹存储在矩阵中, 此矩阵称为光谱传输矩阵。如图3.2(b)所示, 将不同的光谱指纹转换行向量, 并按照光谱信息存储在矩阵  $\Phi$  中。当获取未知光源对应的散斑时, 同样将其转换为向量  $I$ , 其输入信号的光谱  $S$  可以表示为:  $I = \Phi S$ , 对矩阵进行左乘求逆, 并求出最小二乘解:  $S = \Phi^{-1}I$ , 如图3.2(c)所示。值得强调的是, 该光谱重建方法不仅局限于对

于已标定的单色光谱信号进行重建，同时也可应用于连续光谱信号。上述的光谱重建问题可转化为更普遍的最小化问题： $s_0 = \arg \min_s \|I - \Phi S\|_2$ ，其中  $\|\cdot\|_2$  表示  $L_2$  范数， $s_0$  表示所重建的光谱信号，可以通过采用不同的最小化优化算法解决此问题。

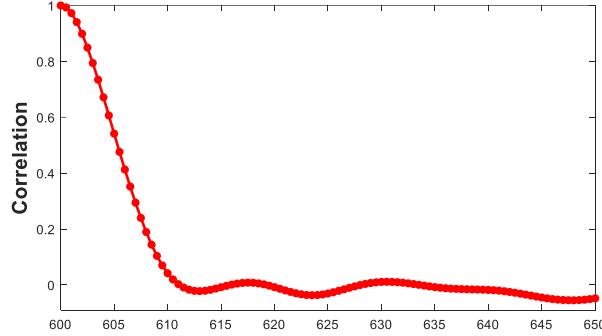


图 3.3 散斑的相关系数

### 3.1.2 基于 OME 的散斑相关成像模型

图3.4所示为基于光学记忆相应的散斑相关成像基本模型，目标与散射介质之间的距离为  $d$ ，散射介质与相机之间的距离为  $S_0$ 。目标由空间非相干光源照明提供照明，目标所发出的光经过散射介质后，被相机所接收。当物体位于此散射介质的 OME 范围之类时，由于 OME 范围内的 PSF 具有空间平移不变性，相机所探测到的散斑可以表示为：

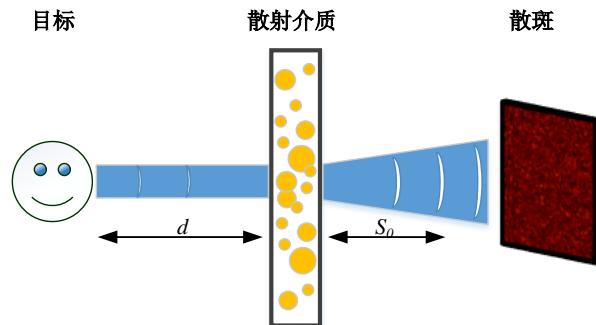


图 3.4 散斑相关成像模型

$$I = O * S \quad (3-2)$$

其中， $*$  为卷积运算， $I$  表示相机散斑， $O$  表示目标和  $S$  表示系统的 PSF。

透过散射成像的数学模型的理论基础如下，目标可以分解为不同的点源目标，当不同的点源目标位于散射介质的 OME 范围之内时，不同点源目标所对于系统的响应函数可以近似看作相同的散斑在空间的平移。假设所有的点源目标被同时点亮时，相

机所接收到的图像为不同点源目标所对应散斑的非相干叠加。所以，OME 范围内目标的非相干成像模型可以用卷积的形式表示： $I = O * S$ 。但是值得注意的是，大多是散射介质的 OME 范围是有限的，当目标的尺寸超过 OME 范围时，此时卷积模型需要加入新的限制条件。成像系统的放大率  $M$  取决于物距  $d$  和相距  $S_0$ ：

$$M = \frac{d}{S_0} \quad (3-3)$$

成像系统的分辨率  $\Delta\theta$  可以表示为：

$$\Delta\theta \propto \frac{\lambda}{nD} \quad (3-4)$$

其中， $\propto$  表示正比关系， $\lambda$  为照明光源的波长， $n$  表示光经过散射介质的折射率， $D$  表示散射介质的有效孔径，孔径的大小可以通过加载光阑实现控制。

上述部分中，我们具体描述了基于 OME 的散射基本成像模型，如公式 (3-2) 所示，当获得散斑图像后如何恢复图像将在接下来部分进行描述。意大利学者 J.Bertolotti，以色列学者 O.Katz 等人先后基于散斑自相关的特性，提出了基于光学散斑自相关的图像重建算法。当相机获得散斑图案后，散斑的自相关可以表示为：

$$\begin{aligned} I \star I &= (O * S) \star (O * S) \\ &= (O \star O) * (S \star S) \end{aligned} \quad (3-5)$$

其中， $\star$  表示自相关运算。由公式 (3-5) 可知，散斑的自相关可以表示为目标的自相关与系统 PSF 自相关的卷积。当前成像系统 PSF 的自相关 ( $S \star S$ ) 可以近似为  $\delta$  函数。所以，公式 (3-5) 可以简化为：

$$I \star I = (O \star O) + C \quad (3-6)$$

其中， $C$  表示自相关计算中的背景常数项。通常，在自相关图像恢复中，我们需要将背景常数项进行剔除。如果对公式 (3-6) 左右两边同时进行傅里叶变换，获得了以下公式：

$$\mathcal{F}(I \star I) = \mathcal{F}(O \star O) \quad (3-7)$$

公式 (3-7) 继续可以简化为：

$$\begin{aligned} |\mathcal{F}(O)| &= \sqrt{\mathcal{F}(O \star O)} \\ &= \sqrt{\mathcal{F}(I \star I)} \end{aligned} \quad (3-8)$$

根据公式 (3-8) 可知，我们可以通过计算的方式从散斑图像中获得隐藏目标的傅里叶振幅信息，当获得目标的傅里叶振幅信息之后，仍然缺失的是目标的傅里叶相位信息。图像恢复问题已经被转换为依据傅里叶振幅信息恢复傅里叶相位信息的问题，此

类相位恢复问题在相位中属于常见问题。相位恢复算法不是本节研究的重点，因此在本节中，我们将简要介绍在后续图像恢复中所用到的基本相位恢复算法，其算法流程如图3.5所示。该类型相位算法的核心思想为：步骤一，获得傅里叶振幅信息  $|\mathcal{F}(O)|$ ，随机地给予随机的傅里叶相位初始值  $\phi$ ，并对其进行傅里叶变换，进而将信号转换至空间域，并获得目标的初始猜测  $g_t(x, y)$ ；步骤二，对信号  $g_t(x, y)$  进行傅里叶变换，将其变换至频域  $G_t(k_x, k_y)$ ，将  $G_t(k_x, k_y)$  的傅里叶振幅部分替换为  $|\mathcal{F}(O)|$ ，保留其傅里叶相位信息，此时的信号表示为  $G'_t(k_x, k_y) = |\mathcal{F}(O)| e^{i\phi(k_x, k_y)}$ ；步骤三，对信号  $G'_t(k_x, k_y)$  进行再一次傅里叶变换，将其转换至空间域，根据目标信号的稀疏性及非负性，设置约束条件，对信号进行处理，此时获得的信号表示为： $g'_t(x, y)$ ；步骤四，用  $g'_t(x, y)$  替换为步骤一中的  $g_t(x, y)$ ，并重复步骤二至步骤四，直至满足约束条件停止此相位恢复程序。

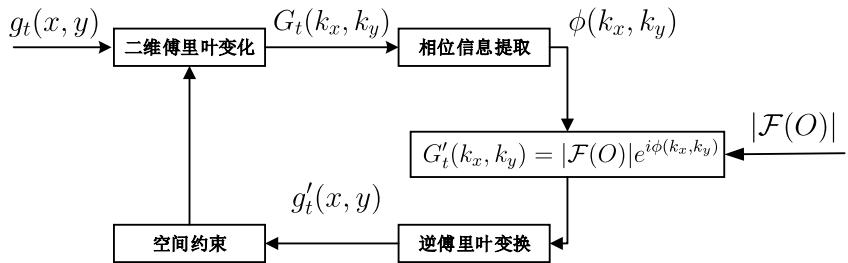


图 3.5 基本相位恢复流程图

在实际的应用中，不同相位恢复算法在空间域采用不同的约束条件。例如，混合输入输出（Hybrid Input-Output, HIO）算法的约束条件如公式(3-9)所示，误差减小（Error reduction, ER）算法的约束条件如公式(3-10)所示。

$$g_{t+1}(x, y) = \begin{cases} g'_t(x, y) & (x, y) \notin \Gamma \\ g_t(x, y) - \beta g'_t(x, y) & (x, y) \in \Gamma \end{cases} \quad (3-9)$$

$$g_{t+1}(x, y) = \begin{cases} g'_t(x, y) & (x, y) \notin \Gamma \\ 0 & (x, y) \in \Gamma \end{cases} \quad (3-10)$$

其中， $\beta$  为算法收敛性的参数， $\Gamma$  为不满足空间约束条件的集合。

### 3.2 光谱信息恢复及散斑自相关成像方法仿真验证

上述部分，我们对光谱信息恢复及散斑相关成像的基本原理继续了介绍，因此在本小节中，我们对上述的原理进行数字仿真验证及实验验证。B.Redding 等人在文献<sup>[88]</sup> 中以对基于光谱传输矩阵的光谱重建方法进行了详细的理论分析，所以在此我们对该方法进行简单的数值分析以及仿真验证。光谱重建的仿真原理如图3.2所示，分

别记录不同波长输入光对应的散斑  $I_\lambda$ , 并将  $I_\lambda$  存储在光谱传输矩阵中。然后, 输入未知光谱  $s_o$  记录其对应的散斑信号  $I_o$ , 根据公式  $s_0 = \arg \min_s \|I_o - \Phi S\|_2$  对光谱  $s_0$  进行求解。在散斑图像重建方面, 首先我们生成对应的 PSF, 根据公式 (3-2) 生成目标对应的散斑, 然后利用上述的散斑自相关成像方法进行图像恢复。

透过散射介质光谱成像的仿真参数如表3.1所示, 仿真结果如图3.6所示, 第一行为成像臂在不同波长光照明情况下相机 1 所探测到的散斑; 第二行为光谱臂在不同光谱不同波长光照明下相机 2 所接收到的散斑; 第三行, 利用散斑相关成像方法所恢复的目标图像; 第四行, 利用光谱传输矩阵方法所恢复的光谱信息。从仿真结果图3.6第一列至第三列可以看出, 当输入光为窄带宽的光源时, 该光谱成像方法能够有效地恢复图标的空间信息和光谱信息。从图3.6第四列可以看出, 当照明光源为宽谱光源时, 该光谱成像方法仍然能够有效的重建目标的光谱信息和空间信息。

表 3.1 仿真参数

仿真参数	数值
光谱范围	600 ~ 650nm
光谱采样间隔	0.5nm
空间采样间隔	12.0μm
散射介质维度	600 × 600

我们所用到的基于光谱传输矩阵的光谱重建方法对于系统的噪声较敏感, 不同的重建优化方法在抗噪声方面有着不同表现。于是, 我们通过在系统中引入不同功率的高斯噪声, 并且进行了相应的重建, 计算重建信号与原始信号之间的相关系数, 进而分析不同算法的抗噪性能。目前常用的重建算法有: 吉洪诺夫正则化算法 (Tikhonov regularization, TR) 和凸优化算法 (Convex Optimization, CVX), TR 和 CVX 重建算法在不同噪声水平下的光谱重建结果如图3.7所示。从图3.7中看可以看出, 随着噪声从 50dB 增加到 35dB, TR 和 CVX 两种重建算法的分别重建的光谱信号与原始信号之间相关系数接近于 1, 但是当信噪比低于 35dB 时, CVX 重建结果的相关系数大于 TR 重建的相关系数。因此, CVX 在光谱重建方面的抗噪性能优于 TR。

### 3.3 光谱信息恢复及散斑自相关成像方法实验验证

实验光学装置如图3.8所示, ①: 光源, ②: 单色仪, ③: 准直器, ④: 分束器, ⑤: 目标, ⑥: 散射介质 1, ⑦: 相机 1, ⑧: 物镜, ⑨: 单模光纤, ⑩: 透镜, ⑪: 散射介质 2 和⑫: 相机 2。在实验中, 使用厚度为 2mm、颗粒度为 220 毛玻璃 (Thorlabs, DG10-220) 作为散射介质, 目标为从分辨率测试靶标 (1951USAF, Edmund Company) 中选出的数字字符。实验中, 需要对光谱臂进行预标定, 目的是获取光谱

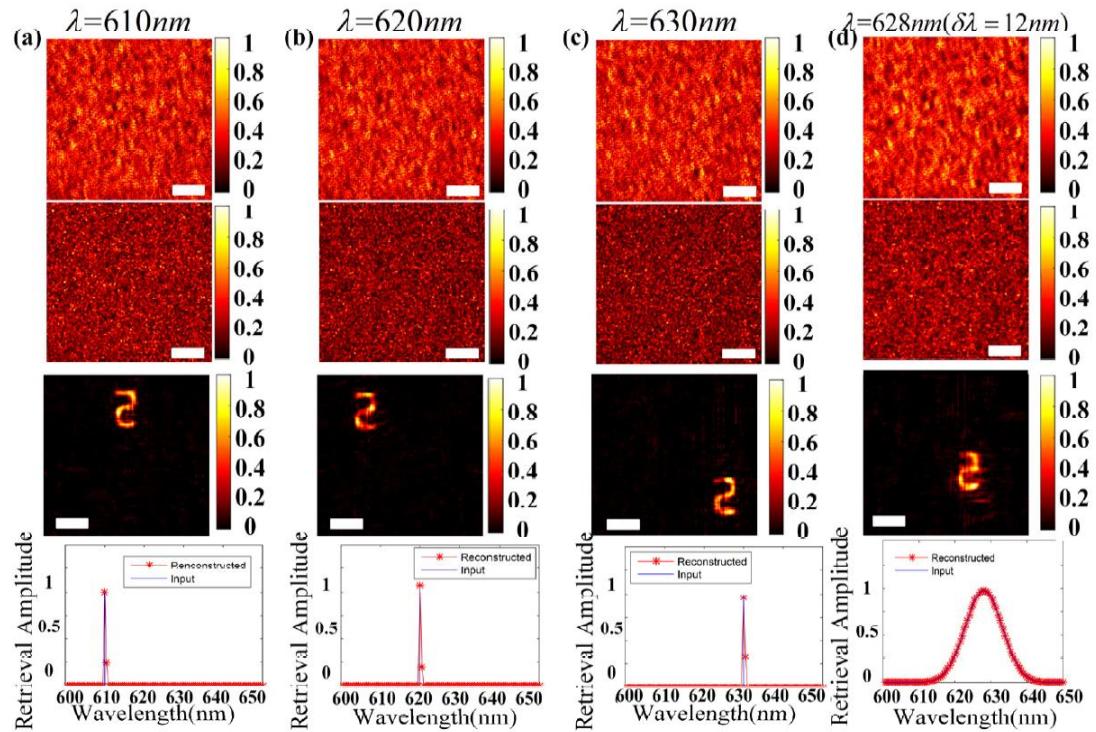


图 3.6 仿真结果

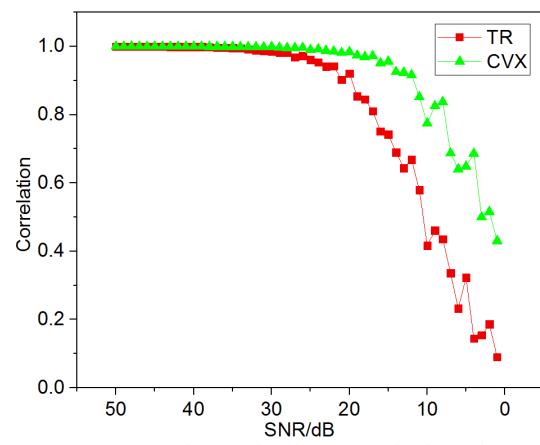


图 3.7 光谱重建算法的抗噪性能分析

臂的光谱传输矩阵。在预标定过程中，自氙气灯 (Zolix, GLORIA-X500A) 的作为照明光源，并用安道尔单色仪 (Andor Spectrograph, Shamrock 500i) 对光源进行选择，产生光谱分辨率（即全宽半高 (Full Width Half Maximum, FWHM)）为  $1\text{nm}$  的可调光源。实验中使用相机是 CMOS 相机 (AndorZyla5.5)，其像素尺寸为  $6.5\mu\text{m}$  和像素数为 420 万。实验中，分别对  $445 \sim 495\text{nm}$  和  $610 \sim 660\text{nm}$  两个光谱波段进行标定，预标定后的光谱传输矩阵分别如图3.8(b) 和3.8(c) 所示。

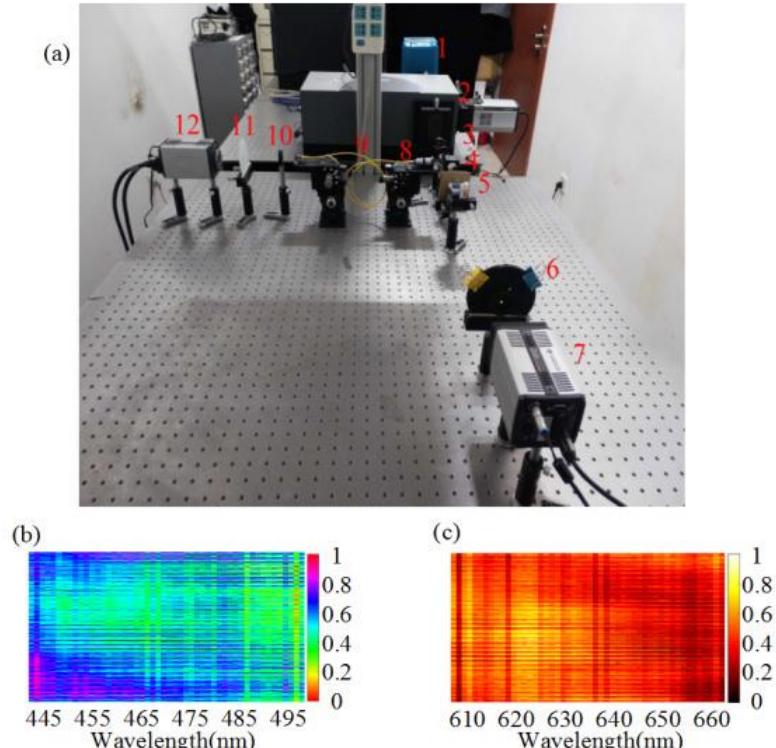


图 3.8 光谱成像实验装置图

对于光谱标臂来说，利用物镜 1 和单模光纤对目标所发出的光进行收集，使用透镜对透过光纤后的光进行准直。这样的结构能够保证在实验过程中，只需要对光谱臂进行的单次的光谱矩阵标定。当完成光谱预标定后，采用了不同的目标对系统进行测试，实验结果如图3.9所示。图3.9(a) 和3.9(b) 为分别利用单色光源照明时光谱信息恢复和目标空间信息重建结果，值得强调的是，此时使用的照明波长为已标定波长。系统是否对未标定的连续光谱光源是否有效？们将在接下来部分进行详细分析。

### 3.3.1 光谱重建分析

照明光源可以分为两种：窄带光源和宽谱光源。为了验证光谱重建的有效性，首先利用已标定的光谱波段作为照明光源，进行光谱重建的有效性验证。光谱标定矩阵如图3.8(b) 所示，在  $445 \sim 495\text{nm}$  光谱范围内利用可调光源分别产生单色光源对目标进行照明，波长分别为： $459\text{nm}$ 、 $466\text{nm}$ 、 $473\text{nm}$  和  $481\text{nm}$ ，并对其光谱信号进行重

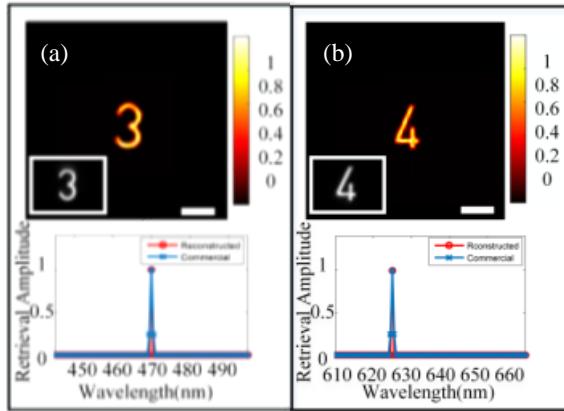


图 3.9 光谱成像实验结果图

建，重建结果如所示3.10(a)。从图3.10(a)可以看出，在于单色光源照明时能够有效的重建照明的光源的光谱信息。同理，在  $610 \sim 660\text{nm}$  光谱范围内，进行了相同的实验，实验结果如图3.10(b) 所示。

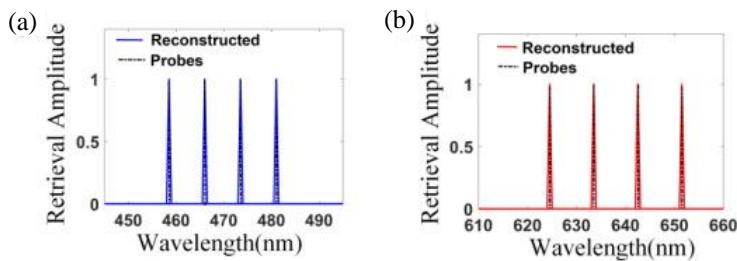


图 3.10 光谱重建结果

此后，采用更多标定的单色光源进行照明，并分别对光谱信号进行重建，实验结果如图3.11所示。从图3.11可以看出，重建信号与输入光谱信号具有一致性。当连续光谱光源照明时，是否能够有效地重建光谱信号？因为已在仿真部分进行验证，所以此处直接进行实验验证。首先采用 LED 光源作为照明光源，其中心波长和带宽分别为： $470\text{nm}$  和  $14\text{nm}$ ，其光谱重建结果和空间信息重建结果如图3.12(a) 所示。为了进一步验证宽谱照明的有效性，利用红光 LED 进行照明，其中心波长和带宽分别为： $625\text{nm}$  和  $14\text{nm}$ ，对应的实验结果如图3.12(b) 所示。至此，分别对窄谱和连续光谱照明时的光谱重建有效性进行了仿真验证和实验验证。

对比图3.9和3.12，可以明显看出，窄谱光源照明时图像重建的效果优于宽谱照明时的图像重建效果。将在接下来部分进行分析。

### 3.3.2 散斑相关成像分析

为了分析不同带宽光源照明时对于散斑相关成像的效果影响，分别利用窄谱和宽谱光源进行照明，并分别利用散斑相关成像技术进行图像恢复，实验结果如图3.13所示。实验中采用了 FWFH 分别为： $1\text{nm}$  和  $16\text{nm}$  的照明光源。从图3.13可以看出，窄

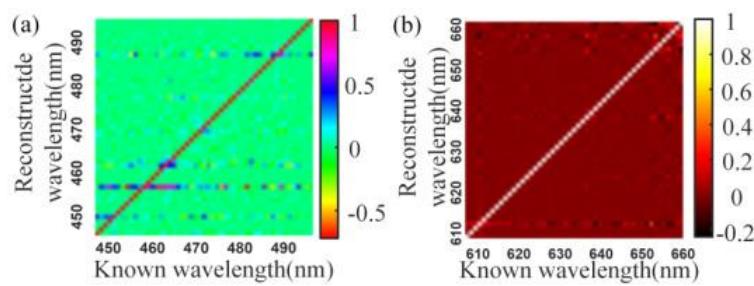


图 3.11 光谱重建结果

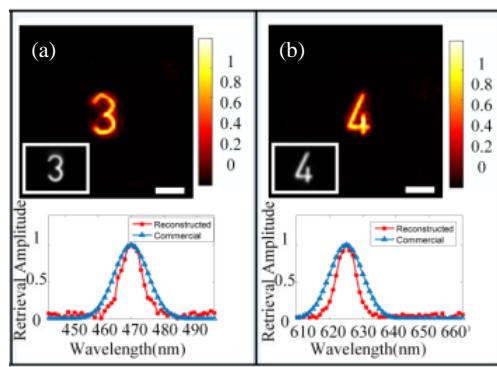


图 3.12 宽谱照明时实验结果

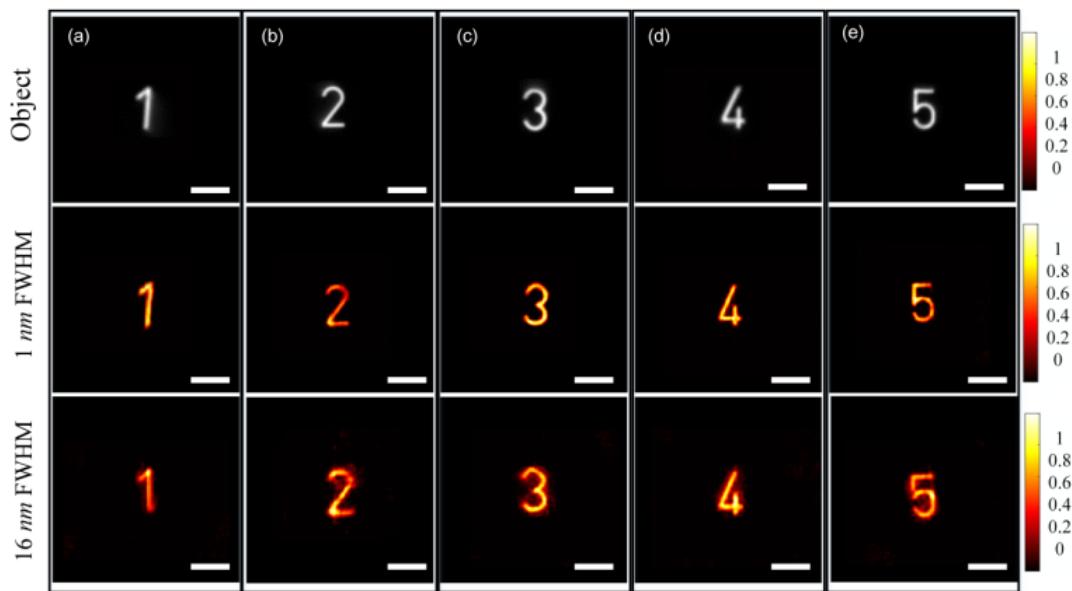


图 3.13 宽谱照明时实验结果

谱光源照明时所对应的图像重建结果优于宽谱光源照明时的成像结果，造成此现象的主要原因是散斑的相关性变化。理论上，当利用窄谱光源照明时，其散斑相关成像的理论模型如公式(3-6)所示。当使用宽谱光源照明时，散斑成像的理论模型为：

$$\begin{aligned} I \star I &= (O * S) \star (O * S) \\ &= (O \star O) * \left\{ \sum_{i=1}^M S_{\lambda_i} \star S_{\lambda_i} + \sum_{i=1}^M \sum_{j \neq i}^M S_{\lambda_i} \star S_{\lambda_j} \right\} \end{aligned} \quad (3-11)$$

其中， $S_{\lambda_i}$  为系统 PSF， $\lambda_i$  为照明光源波长。与公式(3-6)相比，公式(3-11)拥有额外项  $\sum_{i=1}^M \sum_{j \neq i}^M S_{\lambda_i} \star S_{\lambda_j}$ 。当使用窄谱光源照明时， $\sum_{i=1}^M \sum_{j \neq i}^M S_{\lambda_i} \star S_{\lambda_j}$  的值远远小于  $\sum_{i=1}^M S_{\lambda_i} \star S_{\lambda_i}$  项，可忽略不计，在最终的相位恢复过程中影响可以忽略。当使用宽谱光源照明时， $\sum_{i=1}^M \sum_{j \neq i}^M S_{\lambda_i} \star S_{\lambda_j}$  的值随之增加，导致所恢复目标的傅里叶振幅信息中具有较多噪声，进而致使最终的重建效果变差。从图3.13可以看出，随着照明光源的带宽增加，重建结果变得模糊。实验结果与理论分析相一致。

### 3.4 光谱传输矩阵方法的扩展

在3.2节中，对光谱传输矩阵的基本原理进行了阐述。此处的光谱传输矩阵本质上为强度光谱传输矩阵。我们能够利用此光谱传输矩阵，从散斑图像中恢复光谱信息。此光谱传输矩阵的核心思想为：建立了光谱信息与散斑图案的对应关系。受到此思想的启发，建立空间信息与光谱信息的对应关系，实现目标空间信息的重建。当光通过折射率非均匀介质时，如：毛玻璃、纸张、生物组织等，会引起散射效应，出射光场变得紊乱而随机，形成散斑。传统的光学成像方法在散射作用的影响下无法有效地获得目标信息，因此研究透过散射介质的新型成像方法具有重要的意义。迄今为止，利用光学散射特性成像技术已经展开了大量研究，例如，已提出了波前调制、光学相干层析、超快激光飞行时间成像法、散射矩阵测量、散斑相关等方法。2007年，I.M. Vellekoop 等人首次提出了波前调制技术对入射光波前进行调制，实现了透过散射介质聚焦与成像。但波前调制技术有很大的局限性：首先，波前调制技术需要复杂的反馈调制过程，才能实现明显的聚焦效果；其次，波前调制技术属于主动式成像，无法用于被动式成像系统。2012年，J. Bertolotti 等提出了一种非侵入式散射成像方法。该方法利用OME，通过计算强度散斑的自相关并结合相位恢复算法实现了透过散射介质成像。2014年，O. Katz 等提出了一种基于OME的单帧散斑自相关的散射成像方法，该方法不仅保持了原有方法非侵入式成像的特点，而且具有极高的时间分辨率，在活体生物样本成像领域有巨大潜力。同时，A. K. Singh 等利用无透镜傅立叶全息成像技术，通过统计平均的方式抑制散斑实现了透过散射介质成像。2016年，E.

Edrei 等提出了基于去卷积的透过散射介质的超分辨率显微成像，以系统 PSF 为先验知识，通过去卷积的方法实现透过散射介质成像。综上所述，目前已有的透过散射介质成像方法受到以下限制：(i) 需要接收完整的散斑信号；(ii) 需要窄谱光源作为照明光源。因此，如何突破这些限制对于透过散射介质成像的发展具有重要意义。

此处，提出基于空间-光谱传输矩阵 (Spatial-Spectral Transmission Matrix, SSTM) 的散射成像方法，结合非线性优化算法，有效地利用散射介质的随机色散特性实现了透过散射介质成像。与传统散射成像方法相比，基于 SSTM 的散射成像方法无需接收散斑，并且以宽谱光源作为照明光源，实现了透过散射介质成像。其基本思路是点源目标经过散射介质后在像面形成散斑，利用光谱仪接收像面上固定位置的光谱信号，将不同位置点源目标对应的光谱信号组成光谱传输矩阵，最后利用目标重建算法实现透过散射介质成像。该方法的核心思想为：利用散射的介质的光谱多样性和空间多样性，建立空间信号与光谱信号的对应关系，结合非线性优化算法，进而实现了透过散射介质的成像。

### 3.4.1 基本原理

散射介质作为一个随机的二维光谱色散元件，当入射光透过散射介质时会受到散射作用的影响，在像面形成散斑。对于像面上的散斑分布而言，不同空间位置点源目标对应的散斑分布不同，其光谱信息也存在差异。当照明光源一定时，相机面所接收的散斑分布可以由公式 (3-1) 可知。相机面所接收到强度与各个点源目标位置之间的关系，其所接收到强度信号可以表示为：

$$I(r_c, \lambda) = |E(r_c, \lambda)|^2 = |A \iint E(r_o, \lambda) e^{\frac{ik}{2d}(r_s - r_o)^2} P_{up.}(r_s, \lambda) T(r_s, \lambda) e^{\frac{ik}{2S_o}(r_c - r_s)^2} dr_o dr_s|^2, \quad (3-12)$$

为了方便分析点源目标与相面所接收到散斑信号分布关系，所以将公式 (3-12) 简化为：

$$I(r_c, \lambda) = A^2 \left| \iint E(r_o, \lambda) \beta(r_o, r_s) dr_o dr_s \right|^2 \quad (3-13)$$

其中， $\beta(r_o, r_s, \lambda) = e^{\frac{ik}{2d}(r_s - r_o)^2} P_{up.}(r_s, \lambda) T(r_s, \lambda) e^{\frac{ik}{2S_o}(r_c - r_s)^2}$ ， $k = 2\pi/\lambda$ 。因此，当在相机面选定感兴趣区域时，该区域所接收到的光谱信号可以表示为：

$$S_{r_c}(\lambda) = \int I(r_c, \lambda) dr_c \quad (3-14)$$

通过分析式 (3-12)-(3-14) 可知，像面的散斑图样分布的细节依赖于散射介质的所引起的相位变化和照明光的波，也取决于点源目标的位置。同时散射介质具有波长多样性和角度多样性，所以当系统其它参数一定时，点源目标的位置发生改变，散斑的图样也会发生变化。同理，当照明光源的位置发生变化时，相机感兴趣区域所接收

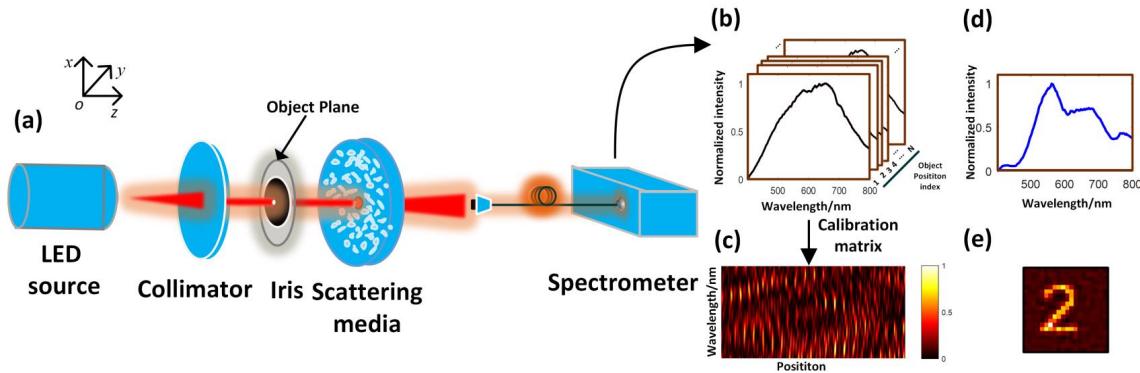


图 3.14 基于 SSTM 的透过散射介质成像系统示意图

的接收到的光谱信号也会随之改变。所以利用源目标的位置改变带来的光谱多样性，结合 SSTM 实现透过散射介质成像。

### 3.4.2 SSTM 标定原理

图3.14为基于 SSTM 的透过散射介质成像系统示意图，系统主要包括：宽谱 LED 光源、准直系统、光阑、散射介质和光纤光谱仪。光源发出的光经过准直器准直后，照射在光阑上形成点源目标，点源目标的光透过散射介质，最终在像面上形成散斑，光谱仪用来接收像面上固定的位置的光谱信号。

SSTM 标定方法如下：首先，经准直后的白光 LED 光源（具有一定光谱带宽）经过光阑（光阑空间位置为  $r_1$ ，如图3.15(a) 所示），入射到散射介质表面，在介质后方形成随机的散斑场，利用光谱仪在固定位置接收光谱信号  $S_{r_1}$ ；其次，将光阑位置移动至  $r_2$ ，光谱仪保持位置不变接收相应的光谱信号  $S_{r_2}$ ；依次移动光阑位置对物面进行扫描，光阑的移动路径如图3.15(a) 中白色箭头所示，分别记录不同物空间位置对应的光谱信号  $S_r$ ；最后，将不同的物空间位置对应的  $S_r$  合成后的 SSTM 如图3.15(b) 所示，即完成 SSTM 标定。SSTM  $\mathbb{S}$  可表示为：

$$\mathbb{S} = [S_{r_1}, S_{r_2}, \dots, S_{r_n}, S_{r_{n+1}}, \dots] \quad (3-15)$$

### 3.4.3 目标重建算法

基于光谱传输矩阵的透过散射介质成像模型可以表示为：

$$S_{measured} = \mathbb{S}O \quad (3-16)$$

其中： $S_{measured}$  为光谱仪所接收的带重建目标产生的光谱信号； $\mathbb{S}$  为光谱传输矩阵； $O$  为待重建目标信号。

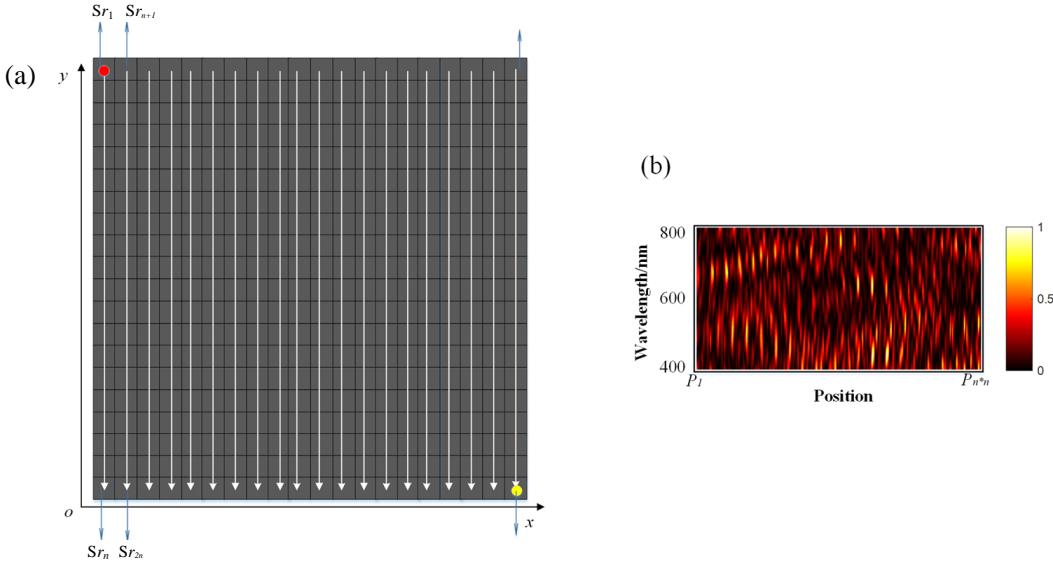


图 3.15 SSTM 标定示意图

从计算角度考虑，对 SSTM 矩阵  $\mathbb{S}$  直接求逆，便可以重建出目标信号，即  $O = \mathbb{S}^{-1}\mathbb{S}_{measured}$ ，但在数学上，直接对  $\mathbb{S}$  求逆矩阵属于病态问题（当矩阵的行和列不相等时）。传统的方法是采用 SVD 奇异值分解（Singular Value Decomposition, SVD）对矩阵求伪逆。因此，目标信号可以表示为：

$$O = VD^{-1}U^T\mathbb{S}_{measured} \quad (3-17)$$

其中，上标  $T$  代表矩阵转置； $VD^{-1}U^T$  是  $\mathbb{S}$  的 SVD 分解。

在实际实验中，噪声无法避免。如何有效地抑制噪声，将对该方法的使用有着重要的意义。在矩阵求逆算法的基础上，结合模拟退火算法，提出了一种混合型的非线性优化算法。在此混合型非线性优化算法中，将公式 (3-17) 所表示的成像模型转化为能量最小化模型，即：

$$E = \|\mathbb{S}_{measured} - \mathbb{S}O\|^2 \quad (3-18)$$

将矩阵求逆方法与模拟退火算法相结合，求解最优化  $O$ 。在模拟退火算法的单次优化中，将  $O$  中的一个元素乘以随机数  $\alpha(0.5 \leq a \leq 2.5)$ ，在此过程中将生成一个新的信号  $O'$ 。则能量改变可以表示为：

$$\Delta E = \|\mathbb{S}_{measured} - \mathbb{S}O\|^2 - \|\mathbb{S}_{measured} - \mathbb{S}O'\|^2 \quad (3-19)$$

以  $\exp[\Delta E / t_0]$  概率接受  $O$  元素的更新（即： $O = O'$ ），其中  $t_0$  为系统初始温度。在整个优化过程中，对  $O$  中的每个元素依次进行更新，并且系统温度  $t$  随着优化进行而减小。当系统温度较高时，模拟退火算法具有较高的概率去接受非准确的元素更新结果；当系统温度较低时，模拟退火算法具有较高的概率去接受更优化的元素更新结果（注：当  $\Delta E \geq 0$  时， $O$  的元素更新结果全部被接受）。

于是将矩阵求逆算法和所提出的混合型非线性优化算法进行对比，其结果如图3.15所示。其中，3.16a为矩阵求逆算法的重建结果；3.16b为混合型非线性优化算法的重建结果。为了定量化描述重建信号的误差，需要计算重建信号与已知信号之间的标准差 $\mu$ 。

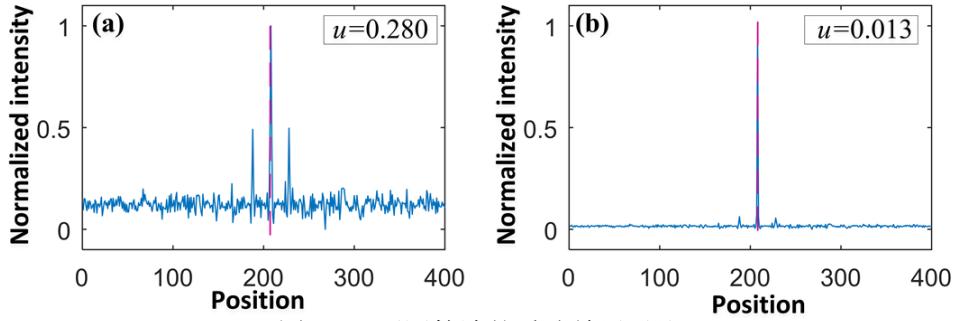


图 3.16 不同算法的重建结果对比

由实验结果看出，利用矩阵求逆算法的重建信号与已知信号相对误差较大（标准差为 0.280），无法有效抑制噪声，混合型非线性优化算法的重建误差为 0.013，有效地抑制了噪声并且减小了重建结果的误差。另外，传统的模拟退火算法一般需要几百次上千次优化才能寻找到最优化的结果。但是，所利用的混合型非线性优化算法利用矩阵求逆的方法给模拟退火算法提供初始猜测  $O$ ，从而有效地减少了优化次数和抑制噪声，并且提高了重建信号的准确性。

### 3.4.4 实验结果

基于光谱传输矩阵的散射成像实验系统如图3.14所示。实验中，采用白光 LED (Throlabs, QTH10, 光谱的半高全宽 FWHM: 230nm) 作为光源，扩束准直器 (Throlabs, GBE20-A) 进行光束准直，散射介质 (Thorlabs, DG10-220) 置于光阑后 200mm 处和光谱仪 (Throlabs, CCS200) 置于散射介质后 180mm 处。因为本系统的空间分辨率约为 100 $\mu m$ ，于是实验中选用的光阑孔径为 200 $\mu m$ 。利用三维位移平台 (Throlabs, MBT613D/M) 将光阑位置按图3.15所示的标定方法实现 SSTM 标定，位移平台步进为 100 $\mu m$ ，将物面  $4 \times 4 mm^2$  的面积划分为  $20 \times 20$  等大小网格。

当光谱传输矩阵标定完成后，首先以点源作为目标，验证基于 SSTM 的散射成像效果。实验结果如图3.17所示，图3.17a 为原始目标、图3.17b 为利用矩阵求逆所重建目标的结果和图3.17c 为混合型非线性优化算法实现目标重建的结果。通过对比可以看出，混合型非线性优化算法对噪声的抑制效果明显优于传统的矩阵求逆算法。

为了更好地验证混合型非线性优化算法在基于 SSTM 透过散射介质成像应用的可行性和有效性，利用数字目标进行实验，并将基于矩阵求逆方法的实验结果和混合型非线性优化算法的实验结果进行了比较。实验结果如图3.18所示，混合型非线

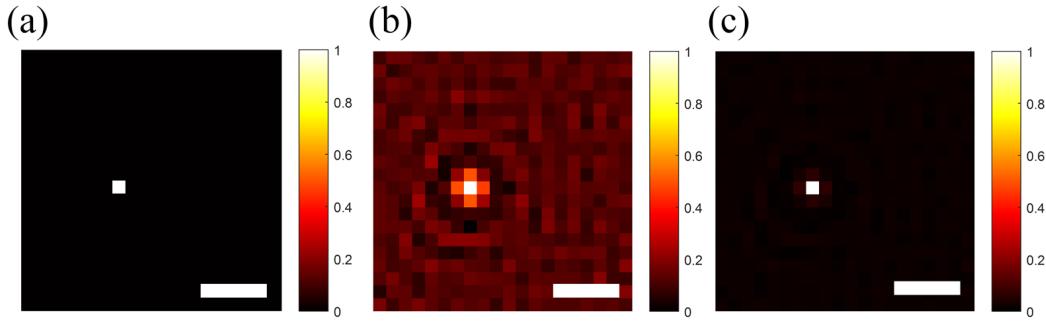


图 3.17 点源目标的重建结果

性优化算法的目标重建结果如图3.18(a2)所示，利用矩阵求逆方法的目标重建结果如图3.18a3所示。图3.18(a4)定量比较了图3.18(a2)—3.18(a3)中两条虚线对应的强度分布。为了定量分析重建效果，将图像信噪比定义为：目标重建信号（原始目标对应的区域强度值）与背景噪声（除去目标区域的强度分布的平均值）之间的比值。经计算可得基于矩阵求逆的方法与非线性优化算法对应的信噪比分别为：3.3328 和 5.5669。由此说明，混合型非线性优化算法能够有效地抑制背景噪声，将信噪比提高 1.7 倍以上，更适合于基于 SSTM 的透过散射介质成像。图3.18(b) (3.18(c)) 与图3.18(a)相似，仅所采用的数字目标不同。

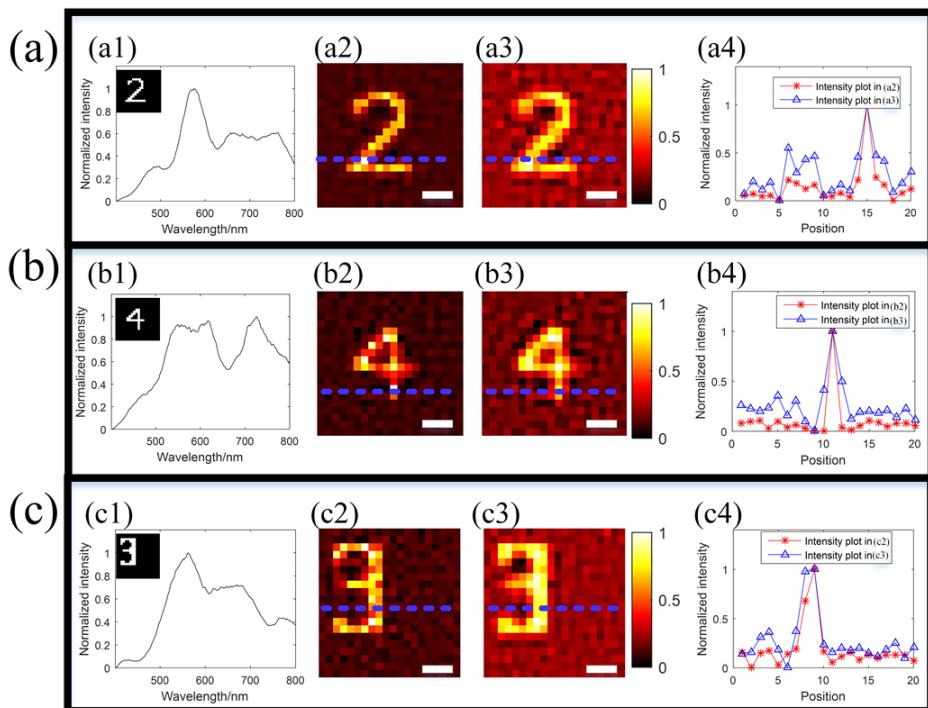


图 3.18 数字目标的重建结果

基于 SSTM 的透过散射介质成像方法需要说明以下三点。首先，与传统透过散射介质成像方法相比，该方法将 SSTM 与散射介质的色散特性相结合，实现了透过

散射介质成像。传统光谱传输矩阵方法一直以来被用于光谱信号的重建。传统透过散射介质成像方法例如波前调制、光学相干层析、超快激光飞行时间成像法、散射矩阵测量和散斑相关等方法只适用单色光或者窄谱光源照明，而散射介质的光谱多样性被忽略。其次，该方法的视场和像距有一定的限制。因为散射介质的色散特性与散射介质的散射自由程有关，一般来说相距的选择主要考虑两方面因素：(i) 散斑场的分布特点和(ii) 光谱信号的信噪比。当像面距散射介质距离较近时，未形成有效的散斑，光谱信号的位置多样性不能充分体现；当像面距散射介质距离较远时，光谱仪所接收到的光谱信号较弱、信噪比较低，对于目标重建和光谱传输矩阵测量都将引入误差，其 FOV 受到散射介质的光学特性、系统孔径和物面尺寸等多种因素的限制。

## 3.5 讨论

在本章前面的内容中，我们首先对绍了基于光谱传输矩阵的光谱重建方法和基于 OME 的散斑相关成像方法进行了介绍，并将其有机的结合，实现了利用散射介质的光谱信息恢复和目标恢复。然而，受到光谱传输矩阵方法的启发，我们将光谱传输矩阵的概念扩展到空间维度，实现了基于 SSTM 的透过散射介质成像。通过数值仿真与实验验证证明了以上方法的有效性，然而以上方法仍具有各自的局限性，具体如下：

### (1) 基于光谱传输矩阵的光谱重建方法

对于光谱矩阵的光谱重建方法而言，其核心在于对于系统的光谱传输矩阵预标定。在完成预标定之后，该方法的使用对系统的稳定性要求极其苛刻。而且，该方法的光谱分辨率受到散射介质的光谱去相关带宽限制。该方法的核心步骤为预标定，本质上记录了不同波长照明下各自的光谱指纹，而对于光谱指纹的选区不同也会对光谱重建的效果造成影响。当选区增大时，光谱的矩阵维度随之增加，但是光谱重建的精度提高；当选区减小时，其光谱重建的结果也会变差。不同的光谱重建算法，将会获得不同的重建结果，如何选择合适的光谱重建优化算法也是未来亟待解决的问题之一。未来的潜在应用中，将光纤束作为散射介质，对其进行光谱传输矩阵标定，利用其实现光谱成像是潜在的应用。但是其成像空间分辨将会受到单根光纤直径限制，其光谱分辨率会受到光纤长度的影响。

### (2) 基于 OME 的散斑相关成像方法

基于 OME 的散斑相关成像方法受限于 OME 的范围，当目标尺寸小于 OME 范围时，隐藏目标的傅里叶振幅能够通过散斑自相关方法有效地获取；但是当目标尺寸大于光学记忆相应范围时，该方法不能够有效的获取隐藏目标的傅里叶振幅信息。当不能获取隐藏目标的傅里叶振幅时，将无法利用前面小节所提到的相位恢复算法

进行傅里叶相位恢复，导致无法恢复隐藏目标。当目标小于 OME 范围时，该方法仍有存在以下问题：其一，目前所使用的相位恢复算法通常采用随机相位作为相位恢复的初始猜测，当初始猜测不同时，可能导致不同的最终恢复结果。为了恢复到满意的结果，通常我们需要多次尝试，直至恢复到满意的结果，该恢复结果具有不确定性。其二，目前所采用的相位恢复算法，无法确定目标的方向信息，目标方向信息的丢失会影响该方法在更多场景下的应用。其三，该方法对目标的稀疏性有着严格的要求，通常难以实现连续的体目标进行成像，在成像过程中会丢失掉诸多细节信息。最后，该方法通过自相关的方式去除掉系统 PSF 的影响，然而系统 PSF 包含了系统的诸多特性，如果能够有效的利用 PSF，将有助于更好的恢复目标信息。

### (3) 基于 SSTM 的透过散射介质成像方法

基于 SSTM 的散射成像方法受到散射介质的色散特性的影响，该方法需要进行预标定，无法对未标定的系统实现图像恢复。其成像分辨受到光谱带宽的影响，也同时受到空间光谱多样性的限制。因此，该方法通常无法实现高分辨率或者复杂目标的成像。

## 3.6 本章小结

本章中我们首先对基于光谱传输矩阵的光谱重建模型和散斑相关成像的模型进行了介绍，它们分别被用来重建散斑的光谱信号和散斑所携带的隐藏目标的结构信息。我们对以上两种方法进行了有机的结合，利用散射介质实现了隐藏目标的结构信息恢复和光谱信息恢复，同时也进行了相应的实验验证。例如：通过实验证明了，当目标的照明光源为窄谱光源时，该方法能够有效地恢复目标的光谱信息和结构信息。随后，我们也实验证了该方法对于宽谱光源照明时的有效性。同时，针对窄谱光源照明和宽谱光源照明时的结果差异进行了分析，得知当宽谱光源照明时，不同波长 PSF 之间的互相关项导致所恢复的隐藏目标的傅里叶振幅信息的准确度降低，进而造成重建结果的模糊。此外，我们对 SSTM 方法进行了理论阐述，通过实验证明了基于 SSTM 的散射成像方法的有效性。最后，我们对本章所涉及的方法存在的问题进行了简要总结。

在第四章中，受到天文成像中三阶相关的相位恢复方法的启发，将三阶相位相关的相位恢复算法应用到散斑相关成像中实现对隐藏目标的恢复。该方法能够有效的保持隐藏目标的方向信息，进而利用此特性实现了透过散射介质的彩色成像。



## 第四章 基于三阶相关相位恢复的彩色成像方法

透过复杂散射介质或在介质内部的光学成像对于生物医学应用来说是一项艰巨的挑战。其根本问题在于，通过散射介质的光会被强烈散射并扩散成复杂的散斑图案，使物体的颜色和空间信息变得无序混乱<sup>[22–24,67,87]</sup>。在散射介质成像的领域中，许多方法已被证明能够克服或利用散射效应<sup>[21,89–93]</sup>，例如自适应光学<sup>[90]</sup>、波前整形<sup>[21]</sup>、相关成像<sup>[22,24]</sup>、多光子荧光成像<sup>[91,92]</sup>、鬼成像<sup>[93]</sup>和光学相干断层扫描成像<sup>[94]</sup>。

同时，通过散射介质进行的彩色成像<sup>[35,48,95]</sup>在对深层组织的非侵入性成像和其他生物医学应用方面扮演着重要的角色，进一步的发展将有利于生物医学应用。随着空间光调制器技术的发展，利用波前整形技术实现了透过散射介质实现彩色成像<sup>[35,95]</sup>。然而，波前整形技术耗时较长，需要对众多像素或者模式进行逐个优化，难以在非入侵的情况下实现波前优化整形。2017年，新加披学者 Sahoo 等人<sup>[35]</sup>利用光谱点扩散函数（Spectral Point Spread Function, sPSF）<sup>[23,67]</sup>的去相关性，通过去卷积技术，实现了透过散射介质的彩色成像和光谱成像。然而，该方法受到光谱去相关带宽的和去卷积计算的限制，仍然存在以下缺点：(i) 需要对系统的 sPSF 进行标定；(ii) 成像质量对光学系统稳定性要求极其苛刻。因此，在不标定系统 sPSF 的情况下，通过传统的彩色成像技术实现散射介质的彩色成像仍然是一个巨大挑战。

在前面章节中，我们对散斑相关成像的方法进行了阐述，并进行了相关实验验证，实验证明了基于 OME 的散斑相关成像方法能够有效的实现对隐藏目标的成像。该方法的核心思想为：通过计算散斑的自相关  $I \star I$ ，移除掉系统 PSF 的影响，根据维纳辛钦定律进而获得隐藏目标的傅里叶振幅信息。以恢复隐藏目标的傅里叶振幅信息为支撑，利用相位恢复算法进而实现了隐藏目标的傅里叶相位信息猜测，最终实现了隐藏目标的成像。常见的相位恢复算法需要尝试多次的随机初始猜测，才能较好的恢复图像，但是该方法难以保证正确的恢复隐藏目标的方向信息。当所恢复的隐藏目标方向信息不能保证时，给透过散射介质的彩色成像造成了更大困难。我们是否能够找到恰当的相位恢复算法，确定性的恢复目标，进而实现透过散射介质的彩色成像？

在本章中，我们提出了一种基于三阶相关相位恢复的透过散射介质的彩色成像方法。首先，我们证明了三阶相关相位恢复技术的基本理论；其次，通过仿真和实验的方式验证了基于三阶相关相位恢复的散射成像有效性；最后，通过实验的方式验证了基于三阶相关相位恢复的透过散射介质的彩色成像方法的有效性。与其它相位恢复技术相比，该相位恢复技术可以保留隐藏目标的方位信息，无需额外步骤或更多先验信息去实现透过散射介质的彩色成像。此外，我们所提出的方法有实现透过散射介

质光谱成像的潜力。

## 4.1 基于三阶相关相位恢复算法的彩色像基本理论

首先，我们对本章将要进行的彩色成像理论进行简单陈述。该散射成像方法可以简单理解为：即从分别获取 RGB 三通道的图像，然后合成彩色图像。RGB 通道的图像信息如何获取？可以通过彩色相机或者通过添加滤波片的形式进行分别获取。当分别获取 RGB 通道的散斑后，我们需要分别对单个散斑进行处理，即分别从散斑中获取隐藏目标的傅里叶振幅信息和相位信息。当分别获取恢复 RGB 通道后的图像后，我们进行相应的图像合成，基本原理如图4.1所示。在图4.1中， $P_1, P_2$  和  $P_3$  分别表示所获取的不同通道的散斑， $P'_1, P'_2$  和  $P'_3$  表示分别从  $P_1, P_2$  和  $P_3$  中所恢复的隐藏目标信息。然后，将  $P'_1, P'_2$  和  $P'_3$  合成最终的彩色图像  $P$ 。

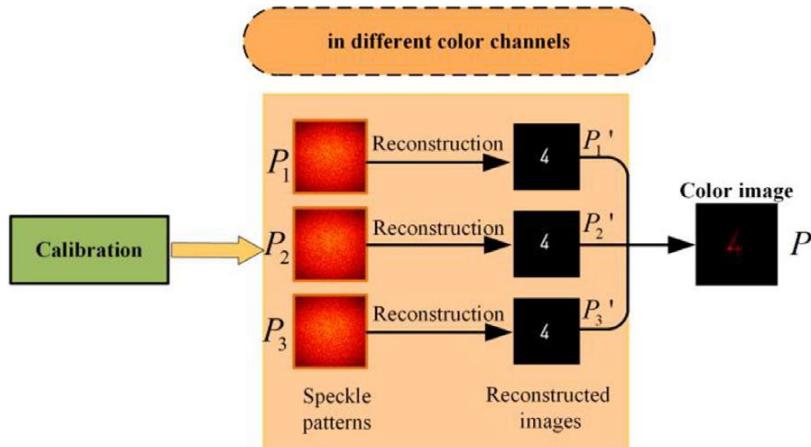


图 4.1 透过散射介质彩色成像的基本原理

在最终合成彩色图像前，如何从单帧散斑中恢复隐藏目标的信息并保存目标的方向信息，如图4.2所示，我们将在接下来部分进行详细介绍。单帧的透过散射介质

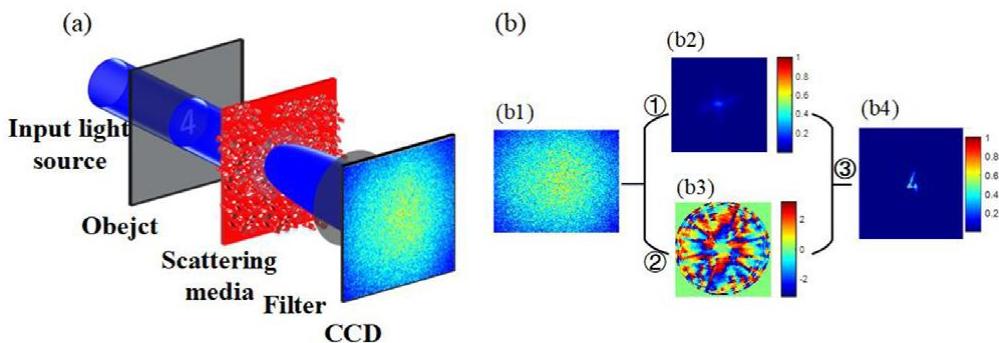


图 4.2 单帧的透过散射介质成像示意图

成像原理。图4.2(a) 为实验装置示意图：一束非相干光照射物体，来自物体的透射光

照亮散射介质，最终在 CCD 上产生散斑图案。图4.2(b) 为图像恢复流程：(b1) 为散斑图案；(b2) 为物体的傅立叶振幅；(b3) 物体的傅立叶相位和 (b4) 所恢复的物体图像。其中，①表示自相关过程，②表示三阶相关相位恢复过程，③表示逆傅立叶变换过程。

### 4.1.1 振幅恢复

在散射介质的 OME 区域内时，系统的 PSF 具有空间平移不变性，所以系统的成像模型可以卷积形式表示：

$$\begin{aligned} I &= (O * S) \\ &= \iint O(x) * S(x) dx \end{aligned} \quad (4-1)$$

其中，\* 表示卷积符号， $I$  表示相机所接收到的散斑强度图像， $O$  表示目标和  $S$  表示系统的 PSF。

然后通过计算相机强度散斑图案的自相关可以获得目标图案的自相关，如公式 (4-2) 所示：

$$\begin{aligned} I \star I &= \iint O(x) * S(x) dx \star \iint O(x) * S(x) dx \\ &\cong (O \star O) \end{aligned} \quad (4-2)$$

其中， $\star$  表示自相关运算。

根据维纳辛钦定理可知，物体的自相关为其物体的功率谱。因此，我们可以通过傅里叶变换的形式，从物体的自相关中恢复物体的傅里叶振幅信息  $|\mathcal{F}(O)|$ ，如公式 (4-3) 所示：

$$|\mathcal{F}(O)| \cong \sqrt{\mathcal{F}(I \star I)} \quad (4-3)$$

其中， $\mathcal{F}$  表示傅里叶变换运算。

### 4.1.2 相位恢复

2016 年吴腾飞等人<sup>[70]</sup> 受到天文成像的启发，将三阶相关的相位恢复算法引入到散斑自相关成像技术中，三阶相关的相位恢复算法流程如图4.3所示，其中，(a) 为散斑图案；(b) 为子散斑图案（滤波后）；(c) 为来自第  $m$  个子散斑图案的一维信号的三阶相关相位；(d) 所恢复物体的最终傅立叶相位。 $(\theta)$  表示 Radon 变换的角度，在 (b) 和 (d) 中用红色双箭头标记)。

在此相位恢复过程中，隐藏目标的傅立叶相位将从众多子散斑图案中所恢复。首先，我们通过应用  $W_m(x, y)$  的方窗函数将散斑图案4.3(a) 划分为  $M$  个子散斑图案

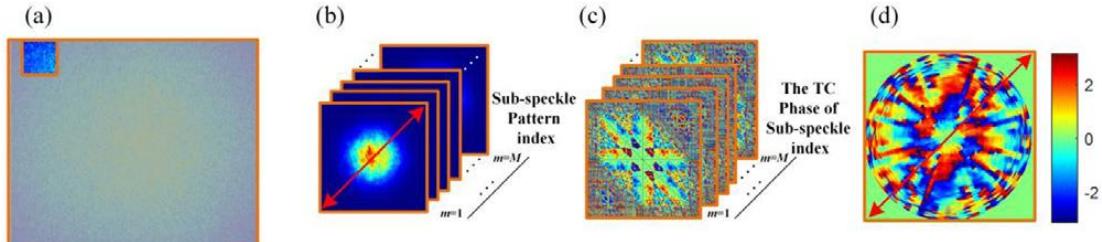


图 4.3 三阶相关的相位恢复算法流程如图

$I_m(x, y)$  4.3(b)。其中，每个子散斑图案  $I_m(x, y)$  具有相同的宽度和高度，统一大小尺寸的子散斑将有助于后期的并行信号处理，且子散斑之间选取重叠区域为 90%。

第  $m$  个子散斑图案  $I_m(x, y)$  的强度分布可以表示为<sup>[67,96]</sup>:

$$I_m = O * S_m \quad (4-4)$$

其中， $O$  表示目标的强度分布； $S_m$  表示第  $m$  个子散斑图案所对应的 PSF。

在傅里叶空间，公式 (4-5) 可以表示为<sup>[67,96]</sup>:

$$\mathcal{F}\{I_m\} = C_m * \mathcal{F}\{O\} \quad (4-5)$$

其中， $C_m$  表示第  $m$  个子散斑图案所对应系统的光学传递函数 (Optical Transfer Function, OTF)。

当目标位于 OME 范围之内时，其成像系统可以看作是为多个点源目标的系统响应函数的非相干叠加<sup>[67,96]</sup>。因此，该系统的振幅传递函数  $H_m$  可以展开为两个函数的乘积如公式 (4-6) 所示。

$$H_m = P_m \cdot R_m \quad (4-6)$$

其中， $P_m$  表示散射介质所引入的影响， $R_m$  表示光瞳函数所引入的影响。在此我们假设  $R_m$  为一个平稳的随机变量。

同时， $C_m$  是振幅传递函数  $H_m$  的归一化自相关，即：

$$\begin{aligned} C_m(\mu) &= \frac{\int H_m(\mu) \cdot H_m^*(\mu + \mu') d\mu'}{\iint |H_m(\mu')|^2 d\mu'} \\ &= \frac{\int P_m(\mu) \cdot P_m^*(\mu + \mu') \cdot R_m(\mu) \cdot R_m^*(\mu + \mu') d\mu'}{\iint |P_m(\mu) \cdot P_m^*(\mu + \mu') \cdot R_m(\mu) \cdot R_m^*(\mu + \mu')|^2 d\mu'} \end{aligned} \quad (4-7)$$

根据三阶相关理论<sup>[97,98]</sup>，公式 (4-5) 可以表示为：

$$\mathcal{F}\{I_m\}^{(3)} = C_m^{(3)} * \mathcal{F}\{O\}^{(3)} \quad (4-8)$$

其中， $(\cdot)^{(3)}$  表示三阶相关运算。

在天文成像中，可以通过多帧图像平均的方式获得光学系统的 OTF。透过散射介质成像，其成像模型与天文成像中的模型极其相似。天文成像通过时间平均的方式实现了光学系统 OTF 的获取，我们将在散斑成像中通过空间平均的方式实现。我们将散斑图划分为  $M$  个子散斑图来执行，假设每个子散斑具有各自的 OTF。因此，通过散射介质成像的 OTF 可以表示为：

$$C(\mu) = \langle C_m(\mu) \rangle \quad (4-9)$$

其中， $\langle \cdot \rangle$  表示平均运算。

根据三阶相关理论<sup>[97,98]</sup>，公式 (4-9) 可以表示为：

$$\langle C_m(\mu, \nu)^{(3)} \rangle = \langle C_m(\mu) C_m(\nu) C_m(-\mu - \nu) \rangle \quad (4-10)$$

然后，我们将公式 (4-7) 带入公式 (4-10) 可以获得：

$$\begin{aligned} \langle C_m(\mu, \nu)^{(3)} \rangle &= \iiint P_m(\mu') P_m^*(\mu + \mu') P_m(\mu') P_m^*(\mu' + \nu) P_m(\omega) P_m^*(\omega - \mu - \nu) \\ &\quad \langle R_m(\mu') R_m^*(\mu + \mu') R_m(\mu') R_m^*(\mu' + \nu) R_m(\omega) R_m^*(\omega - \mu - \nu) \rangle d\mu' d\nu' d\omega \end{aligned} \quad (4-11)$$

根据散射特性，我们可知散射介质的散射效应  $R_m$  是符合高斯统计且具有各态历经性的特点，并且相互之间的相关函数为  $\delta$ ，所以我们将天文学中的时间平均替换为空间平均，即；

$$\langle R_m(\mu') R_m^*(\mu' + \mu) \rangle = \delta(\mu) \quad (4-12)$$

将公式 (4-12) 带入公式 (4-11)，我们可以获得

$$\begin{aligned} \langle C_m(\mu, \nu)^{(3)} \rangle &= \langle C_m(\mu) \rangle \langle C_m(\nu) \cdot C_m(-\nu - \mu) \rangle + \\ &\quad \langle C_m(\mu) \cdot C_m(\nu) \rangle \langle C_m(-\nu - \mu) \rangle + \\ &\quad \langle C_m(\nu) \rangle \langle C_m(\mu) \cdot C_m(-\nu - \mu) \rangle - \\ &\quad 2 \langle C_m(\nu) \rangle \langle C_m(\mu) \rangle \langle C_m(-\nu - \mu) \rangle + \\ &\quad + \kappa(\mu, \nu)^{(3)} \end{aligned} \quad (4-13)$$

其中，函数  $\kappa(\mu, \nu)^{(3)}$  的定义为：

$$\begin{aligned} \kappa(\mu, \nu)^{(3)} &= \int |P_m(\omega)|^2 \cdot |P_m(\mu + \nu + \omega)|^2 \\ &\quad [|P_m(\mu + \omega)|^2 + |P_m(\nu + \omega)|^2]^2 d\omega \end{aligned} \quad (4-14)$$

由公式 (4-14) 可知,  $\kappa(\mu, \nu)^{(3)}$  取决于散射介质孔径函数  $P_m$  的影响。然后, 我们将公式 (4-13) 带入公式 (4-8) 可得:

$$\begin{aligned} \langle C_m(\mu, \nu)^{(3)} \rangle \cdot \mathcal{F}\{O\}^{(3)} = & \langle C_m(\mu) \rangle \langle C_m(\nu) \cdot C_m(-\nu - \mu) \rangle \cdot \mathcal{F}\{O\}^{(3)} + \\ & \langle C_m(\mu) \cdot C_m(\nu) \rangle \langle C_m(-\nu - \mu) \rangle \cdot \mathcal{F}\{O\}^{(3)} + \\ & \langle C_m(\nu) \rangle \langle C_m(\mu) \cdot C_m(-\nu - \mu) \rangle \cdot \mathcal{F}\{O\}^{(3)} - \quad (4-15) \\ & 2 \langle C_m(\nu) \rangle \langle C_m(\mu) \rangle \langle C_m(-\nu - \mu) \rangle \cdot \mathcal{F}\{O\}^{(3)} + \\ & + \kappa(\mu, \nu)^{(3)} \cdot \mathcal{F}\{O\}^{(3)} \end{aligned}$$

在公式 (4-15) 中,  $\langle C_m(\mu) \rangle$  拥有与天文散斑成像中长曝光时 OTF 相同的特性。因此, 他是非零的, 只有轴上  $\mu = 0$ ,  $\nu = 0$ ,  $\mu = -\nu$  和  $\mu = \nu = 0$  时值为零。所以, 继续推导公式 (4-15) 可得:

$$\langle C_m(\mu, \nu)^{(3)} \rangle \cdot \mathcal{F}\{O\}^{(3)} \approx \kappa(\mu, \nu)^{(3)} \cdot \mathcal{F}\{O\}^{(3)} \approx \langle \mathcal{F}\{I_m\}^{(3)} \rangle \quad (4-16)$$

根据公式 (4-14) 可知:  $\kappa(\mu, \nu)^{(3)}$  与散射介质的影响  $R_m$  无关。因此, 公式 (4-16) 可以简化为:

$$\mathcal{F}\{O\}^{(3)} \approx \langle \mathcal{F}\{I_m\}^{(3)} \rangle \quad (4-17)$$

因此, 目标的三阶相关相位  $\mathcal{F}\{O\}^{(3)}$  近似等于所有子散斑三阶相关相位的平均  $\langle \mathcal{F}\{I_m\}^{(3)} \rangle$ 。

根据三阶相关理论, 目标的傅里叶相位  $\phi_l$  和子散斑图案的三阶相关的相位  $\beta_m^{(3)}$  应满足方程:

$$\exp[i\phi(l)] = \exp [i(\phi(\mu) + \phi(\nu) - \langle \beta_m^{(3)}(\mu, \nu) \rangle)] \quad (4-18)$$

其中,  $\nu = l - \mu$ ,

$$\beta_m^{(3)}(\mu, \nu) = \arg [\mathcal{F}\{I_m\}(\mu) \cdot \mathcal{F}\{I_m\}(\nu) \cdot \mathcal{F}\{I_m\}(-\mu - \nu)] \quad (4-19)$$

然后, 根据公式 (4-18) 可以恢复隐藏目标的傅里叶相位信息。在傅立叶域中, 第一个频率的值与物体的位置有关。在实践中, 我们将第一个频率  $\phi_1$  和  $\phi_0$  的相位设置为零。为了避免直接计算二维图像的三阶相关所引入的巨大计算工作, 通过 Radon 变换<sup>[99]</sup> 将子散斑图案转换为多个一维信号, 计算多个一维信号的三阶相关。如图4.3c 所示, 其为来自第  $m$  个子散斑的某一维信号的三阶相位  $\beta_m^{(3)}(\mu, \nu)$ , 在此过程中, 使用 “Higher Order Spectral Analysis Toolbox” Matlab 工具包进行三阶相关的相位计算。

我们根据中心切片定理，将多个角度的 Radon 变化后所最终获取的一维信号的傅里叶相位信息进行整合，获得最终的傅里叶相位信息。

### 4.1.3 仿真验证及方法对比

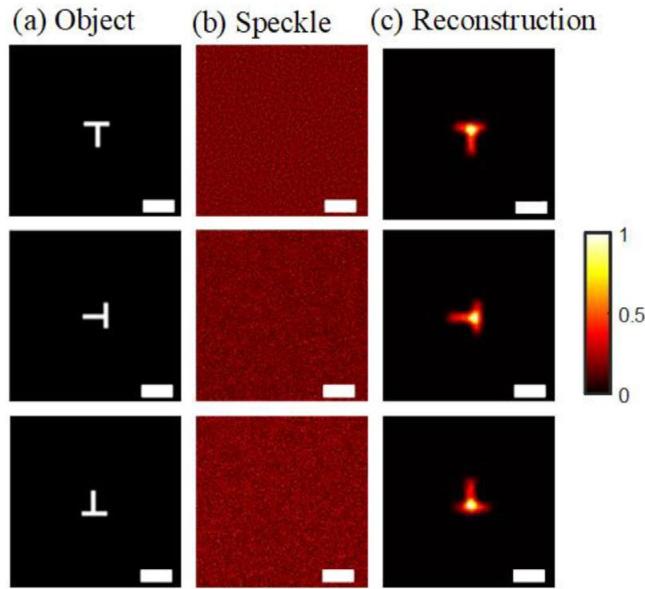


图 4.4 基于三阶相关相位恢复的散斑成像仿真结果

为了验证基于三阶相关相位恢复的散斑成像的有效性，我们进行了相应的数字模拟仿真，其结果如图4.4所示。从图4.4可以看出，原始目标的方向与重建的目标的方向完全保持一致，该特性保证了透过散射介质彩色成像的顺利进行。此外，我们将不同的相位恢复算法，如：三阶相关，HIO 和广义近似信息传递的相位恢复算法（Phase Retrieval via Generalized Approximate Message Passing, prGAMP）所重建的结果进行了对比，其结果如图4.5所示，其中图（a）为原始目标；（b）为散斑图案；（c）为三阶相关相位恢复算法所对应的重建结果，（d）为 HIO 算法所对应的重建结果，（e）为 prGAMP 算法所对应的重建结果。实验结果同时也证明了基于三阶相位恢复算法能够保证正确的恢复隐藏目标的图像和方向信息。通过以上的仿真结果和实验结果可以得出：三阶相位相关相位恢复算法能够有效的恢复隐藏目标的方向信息。于是，这一特性能够确保在彩色成像中不用颜色通道中所恢复图像方向的正确，该特性有利于合成彩色图像。

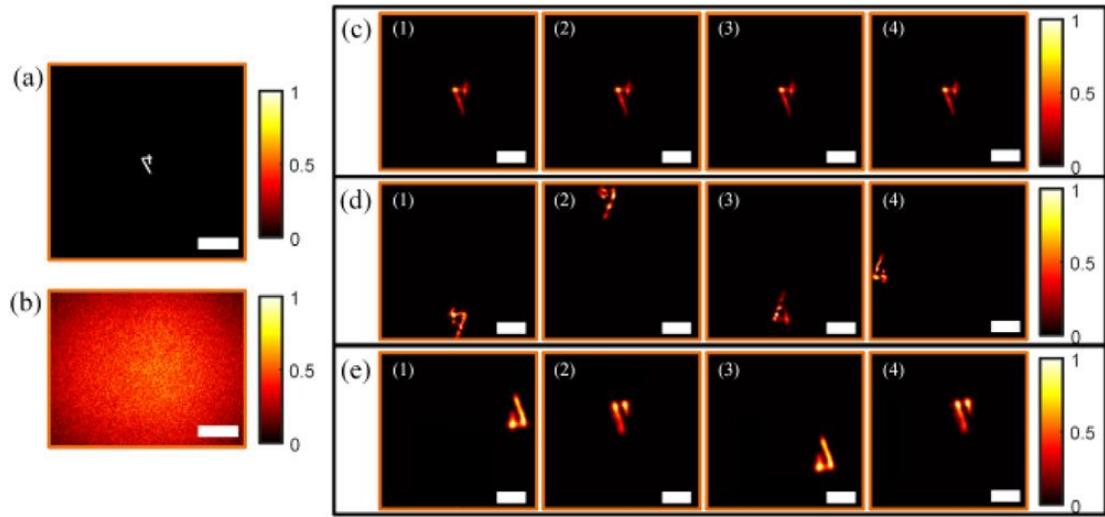


图 4.5 不同相位恢复算法重建结果对比

## 4.2 成像系统与结果分析

### 4.2.1 成像系统

如第 4.1.2 节所描述，隐藏目标的三阶傅里叶相位与子散斑的三阶相关傅里叶相位的平均值相等。在进行彩色成像实验之前，将进行再一次实验验证，确保该算法能够有效地恢复目标的方向信息。于是，我们改变目标的方向，其分别为： $0^\circ, 90^\circ, 180^\circ$  和  $270^\circ$ ，实验结果如图4.7所示。对于实验中的每种情况，该方法都可以有效地重建图像，并且重建图像的方向信息与原始目标的方向信息一致。实验结果进一步表明，利用三阶相关相位恢复技术可以确保目标的方向信息并恢复目标的图像。实验中，所使用的散射介质型号为：Thorlabs，DG20-220。

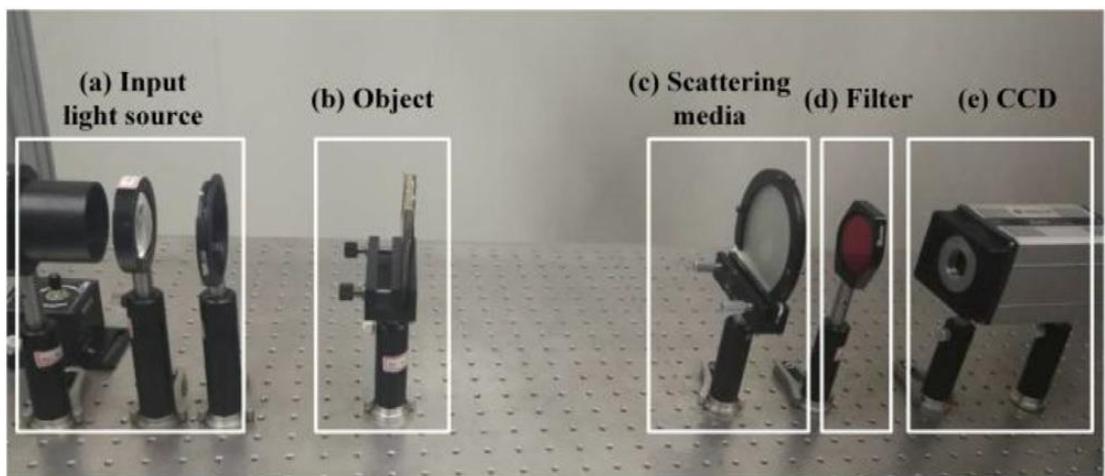


图 4.6 基于三阶相关相位恢复的实验装置图

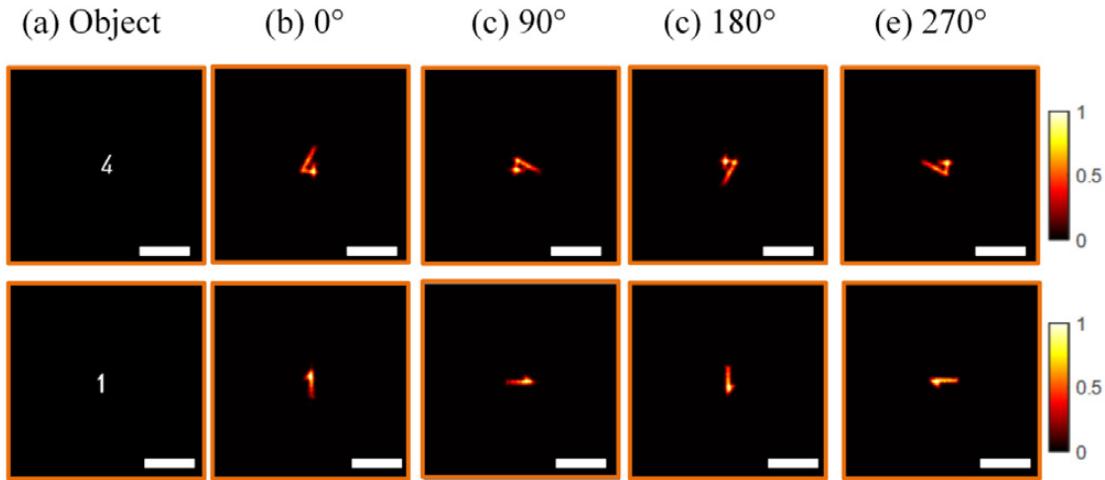


图 4.7 基于三阶相关相位恢复的实验结果

### 4.2.2 实验结果

我们采用的实验装置图如4.6所示，通过彩色打印的方式制作不同的目标。散射介质与目标的之间的距离大约为 70cm，散射介质与相机之间的距离大约为 10cm。首先，我们制作了透明的目标，验证彩色成像方法，实验结果如图4.8所示。图4.8(a) 为原始目标，图4.8(b), (c) 和 (d) 分别为利用不同干涉滤光片后所获取的不同 RGB 彩色通道的散斑，图4.8(e), (f) 和 (g) 分别对应于散斑 (b), (c) 和 (d) 所重建的各自图案，图4.8(h) 为通过将 RGB 散彩色通道进行合成的图像。当彩色成像方法被证明后，我们采用了不同的彩色目标进行了实验，实验结果如图4.9所示。

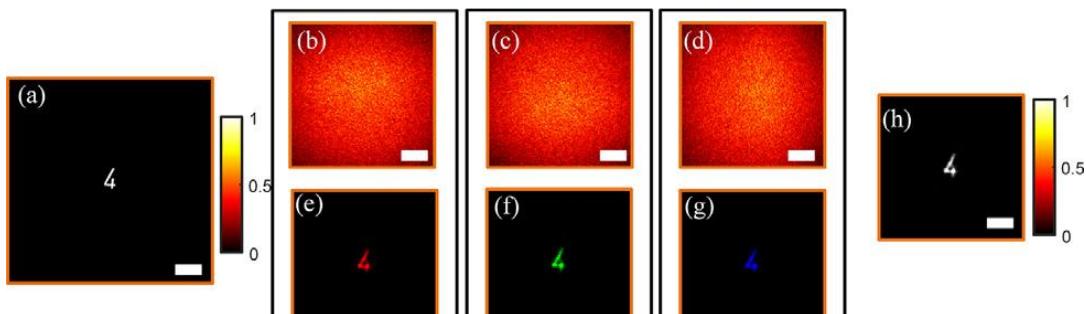


图 4.8 彩色实验结果

图4.8和图4.9证明了我们所提出的透过散射介质的彩色成像方法。值得注意的是：在图4.8和图4.9中我们所使用的目标均为简单目标，即同一目标的彩色信息相同。但是在实际应用过程中，除非我们考虑复杂颜色的目标，否则证明其有效性不够充分。对于复杂的颜色目标，尽管可以通过所提出的方法恢复不同颜色通道中的图案，但目标在不同颜色通道中的相对位置仍然未知。为了确定物体在不同颜色通道中的相对位置，我们采用参考目标，参考物体在不同颜色通道中的透射率几乎相等，且具有固

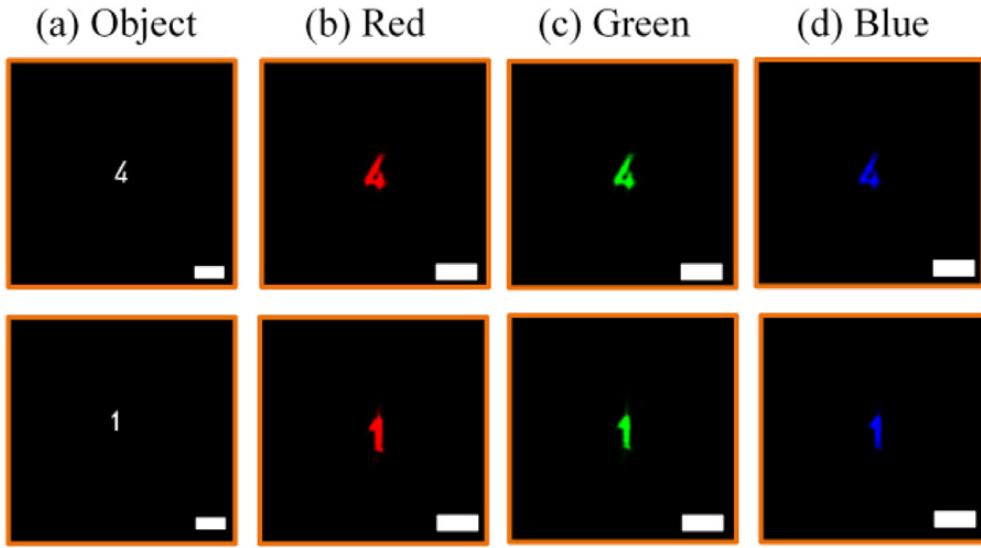


图 4.9 不同目标的彩色实验结果

定形状，利用参考目标去获取不同颜色通道中所恢复目标的相对位置。

为了证明我们的方法能够实现复杂彩色目标成像，我们制作了特殊的彩色目标，该目标同拥有不同的三种颜色，实验结果如图4.10所示。如图4.10(a)所示，数字“1”为绿色，数字“4”为红色，参考目标为透明目标。图4.10(b)上部分展示了通过图像恢复方法从相应颜色通道的散斑图案中恢复的彩色图像。红色通道图像中出现数字“1”，绿色通道图像中出现数字“4”，参考目标同时出现在红色通道、绿色通道和蓝色通道中。在图4.10(b)下部分中显示了重建图像中虚线所应的强度信息。然后根据参考目标的位置，我们将 RGB 通道的彩色图像进行叠加，得到图4.10(c)中的“全彩”图像。

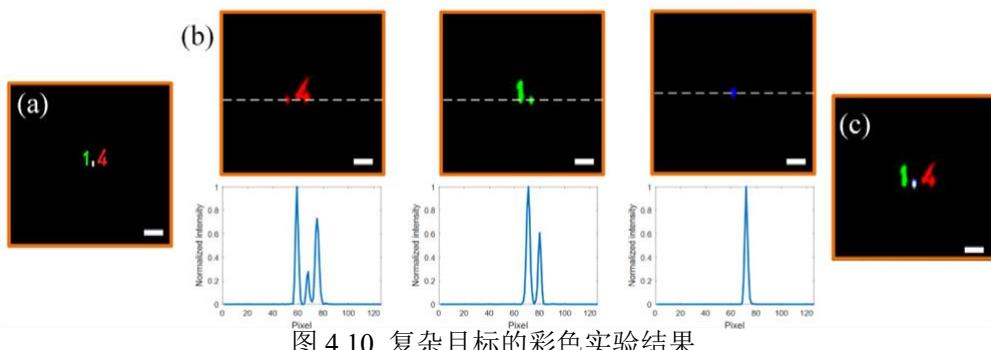


图 4.10 复杂目标的彩色实验结果

尽管已经提出了许多基于散斑的成像方法，但是透过散射介质进行光谱成像仍然是一项艰难的挑战。我们所提出的彩色成像方法能够与传统的光谱成像方法相结合，实现光谱成像。原则上，我们用不同的干涉滤光片获取不同光谱通道的散斑，进行分别重建，然后进行数据整合。于此，我们进行了简单的实验验证，实验结果如图4.11所示。在实验中，我们获取的光谱通道分别为： $\lambda_1 = 445nm$ ， $\lambda_2 = 530nm$  和

$\lambda_3 = 630nm$  的光谱数据，分别进行图像重建显示。

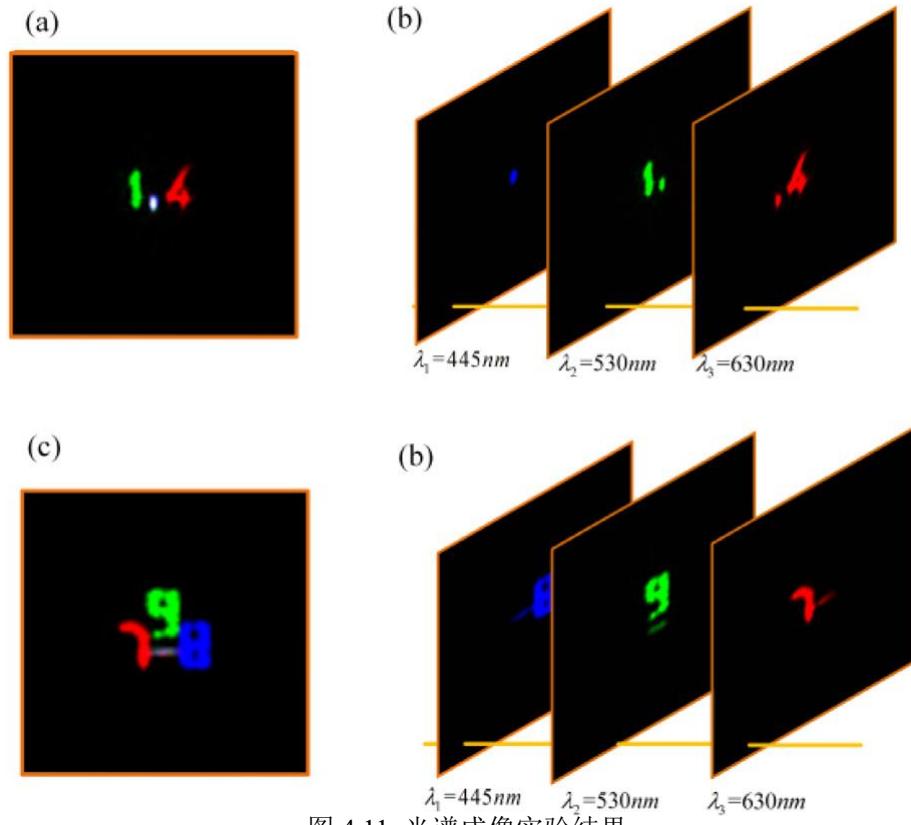


图 4.11 光谱成像实验结果

### 4.2.3 成像分析

在基于三阶相关的相位恢复算法中，我们需要将子散斑进行 Radon 变换，即将二维信号投影为  $0 \sim \pi$  等分布的一维信号，然后进行三阶相位恢复。Radon 变换时，所选取角度数量的多少会对最终的成像结果有所影响。在实验中，我们通常所采用的投影角度数量为 18。为了更加直观的进行展示不同投影数所造成的最终影响，我们进行了相应的仿真，结果如图4.12所示。从图4.12(a-d)可以看出，随着投影数量的增加，成像质量也随之变高。当投影数量较少时，丢失了较多的傅里叶相位信息，导致不能较好的恢复图像。

与传统的散斑相关成像方法相比，基于三阶相关相位恢复算法所获取的相位信息与振幅信息获取步骤独立，不受到散斑自相关方法的振幅信息获取影响。传统的相位恢复算法所恢复的相位信息取决于已知的傅里叶振幅信息，当所获得傅里叶振幅信息不准确时，所恢复的傅里叶相位信息也将变得不准确。但是三阶相关相位恢复算法的相位恢复步骤与傅里叶振幅信息相互独立，在最终图像恢复方面具有更强的抗噪性能。我们进行了相关分抗噪性能分析，其实验结果如图4.13所示。具体实验步骤如下：首先，选取实验所获取的散斑；其次，加载不同级别功率的高斯白噪声至散斑图

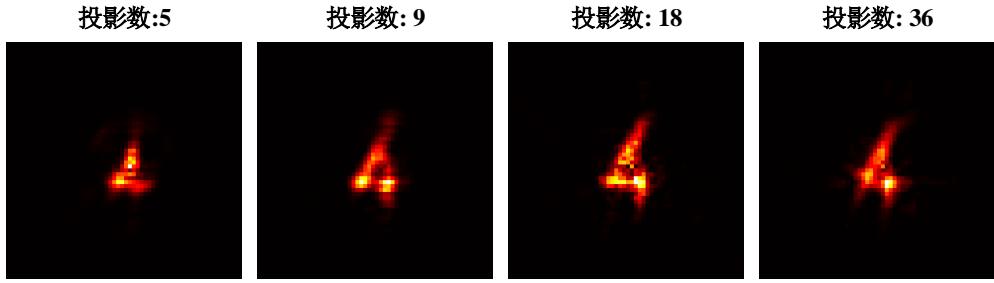


图 4.12 不同投影数的对比结果

案（通过 Matlab 自带的 awgn 函数实现）；其次，利用散斑图像重建算法实现图像重建。从图4.13可以看出，当信噪比大于 10dB 时，HIO 和三阶相关相位恢复算法均能有效的重建目标；当信噪比小于 10dB 时，HIO 不能恢复目标，三阶相关相位恢复算法仍能有效的重建目标。甚至，当信噪比为 1dB 时，三阶相关相位恢复算法仍能有效的重建目标。从实验结果可知，我们所使用的三阶相关相位恢复算法在透过散射介质成像方面有着较好的抗噪性能。

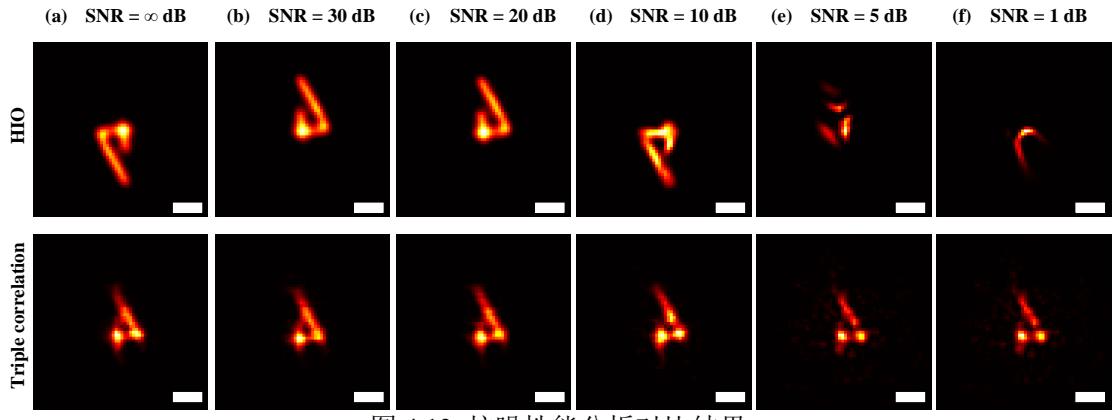


图 4.13 抗噪性能分析对比结果

在进行子散斑分割时，子散斑的尺寸应该接近于目标尺寸的 2 倍左右（单一轴），通常可以通过散斑的自相关来估计目标尺寸。为了研究各个子散斑之间的重叠率对于最终重建的影响，我们尝试了子散斑重叠率分别为：20%，40%，60% 和 80% 时所对应的重建结果，重建结果如图4.14所示。从图中可以看出，当重叠率为 80% 时，隐藏目标可以被成功重建；当重叠率为 60% 时，重建效果变差，但仍可以较完整的重建目标；当重叠率为 40% 时，重建结果已经难以辨认；当重叠率减少至 20% 时，重建目标为变得更为模糊。根据三阶相关相位恢复的理论可知，最终所恢复的相位需要通过对多帧子散斑的相位进行平均计算。该平均过程能够有效地抑制噪声，当子散斑重叠率变小时，对于噪声的抑制效果变差，导致最终重建结果变差，如图4.14(d3) 所示；当子散斑之间的重叠率较高时，能够有效地对噪声进行抑制，获得更好地重建地结果，如图4.14(a3) 所示。虽然随着重叠率减小，最终地成像质量变差。值得注意的

是，虽然重叠率很低，但是重建结果仍然保持了隐藏目标地方向信息，如图4.14(d3)绿色轮廓所示。从公式(4-16)可知，三阶相关相位恢复过程需要通过诸多子散斑之间的平均过程，消除不同子散斑所对应子孔径内所引入的散射效应。为了定量化描述不同重叠率时重建图像质量，将重建图像与原始图像之间的最大互相关值作为评价重建图像质量的标准。不同重叠率重建图像的量化评价曲线如图4.14(e)所示。综合图4.14(a2)-(d2)和4.14(e)可以看出：当子散斑之间重叠率较高时子散斑数量较多，能够较好地抑制不同子孔径的随机噪声，获得较好的相位恢复；当子散斑之间重叠率较低时，与之相反。

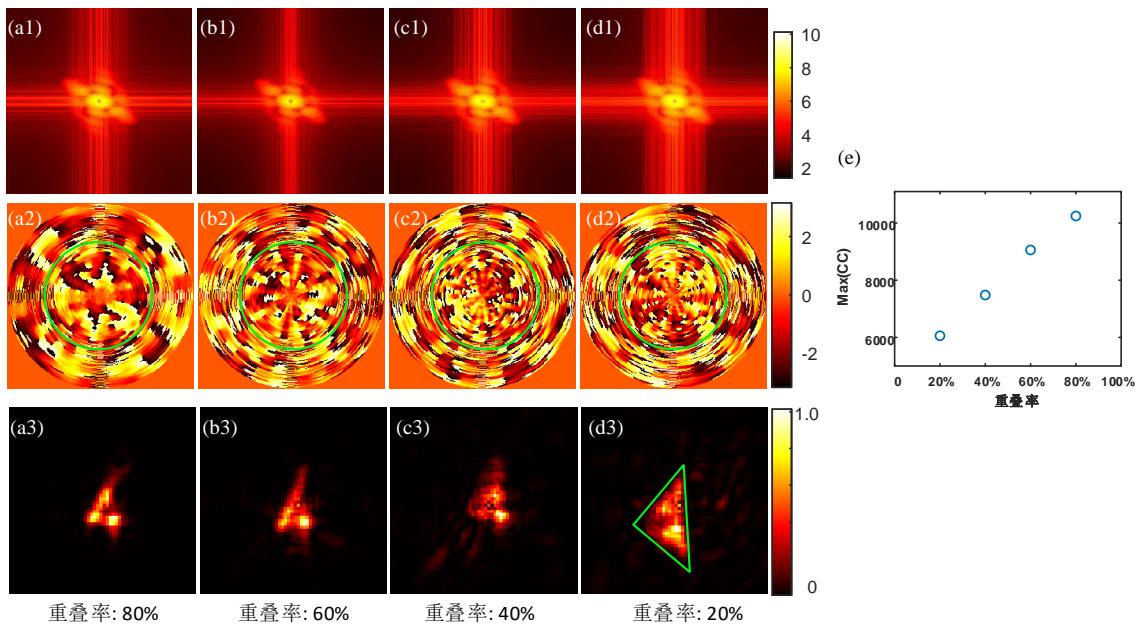


图 4.14 不同子散斑重叠率的重建结果

### 4.3 基于三阶相关相位恢复方法扩展及讨论

以上部分我们对于三阶相关相位恢复算法进行了介绍，并进行了相关实验，同时也实现了透过散射介质彩色成像的应用。但是仍有问题值得思考并讨论。

#### 4.3.1 不同相位恢复算法之间的混合

在第三章节中，我们介绍了 HIO 和 ER 相位恢复算法，它们将傅里叶振幅作为输入信号，通过空域和频域的不同约束条件，进行迭代，实现最终的图像重建。它们的缺点在于无法保证有效地恢复目标，往往需要通过多次随机初始值尝试，最终选取满意的结果。同时，受到相位恢复原理的限制，不能够确定隐藏目标地方向信息。三阶相关相位恢复能够有效地恢复目标的方向信息，但是为了获得较高的成像质量往往需要巨大的计算工作。我们尝试将三阶相关的相位恢复结果作为迭代型相位恢复算

法的初始猜测，从而保证在确保有效恢复目标方向信息的同时获得较高质量的重建图像。在此进行尝试之前，同样的我们需要解决另外一个问题：如何有效的结合 HIO 和 ER 相位恢复算法。在参考文献<sup>[22,24]</sup>中，将 HIO 算法的迭代优化结果作为 ER 相位恢复的初始值，然后进行迭代优化以获得最终结果。我们是否可以将 HIO 算法和 ER 算法进行有机的结合，在单次的迭代中同时使用 HIO 和 ER 算法？我们将在下面部分分别进行尝试。方法一：将基于三阶相关的相位恢复算法的恢复结果作为 HIO 算法的初始猜测进行迭代，当 HIO 获取最终结果后，将其结果作为 ER 的初始值进行迭代优化获得最终结果，其原理如图4.15所示。方法二：将基于三阶相关的相位恢复算法的恢复结果作为 HIO 算法的初始猜测进行迭代，在单次迭代中将 HIO 的输出作为 ER 的输入进行优化，并将 ER 的输出再次传递给 HIO 进行下一次迭代优化，直至获得最终结果，其原理如图4.16所示。HIO 算法的空间约束条件和 ER 算法的空间约束条件分别如公式 (3-9) 和 (3-10) 所示。混合型算法 I 和 II 所对应的实验结果如图4.17所示，所有的恢复结果均来同一散斑，图4.17(a)-(c) 为混合型相位恢复算法 I 的实验结果，图4.17(d)-(f) 为混合型相位恢复算法 II 的实验结果。从图4.17中可以看出，混合型相位恢复算法 I 和 II 所重建图像的质量较为接近，但是混合型相位恢复算法 I 不能确保目标的方向信息，混合型相位恢复算法 II 可以保证恢复目标的方向信息。同时为了直观的对比不同算法之间图像重建的差异，图4.17(f)-(h) 为基于三阶相关的相位恢复算法所重建的结果。可以看出，混合型算法的重建图像质量明显优于原始三阶相关的相位恢复算法所重建图像质量。基础的三阶相关的相位重建算法给混合型相位算法提供了较准确的初始相位猜测，HIO 和 ER 算法能够有效地利用较准确的相位初始猜测恢复图像。但是值得注意的是，混合型算法 I 不能确保恢复目标的方向信息，混合型算法 II 可以恢复目标的方向信息。

### 4.3.2 噪声分析

为了讨论噪声对于三阶相关相位恢复算法的影响，我们进行了以下简要分析。

情况 i：三阶相关与加性噪声。我们为了简化分析噪声对于三阶相关相位恢复的影响，假设信号  $S(x)$  由信号  $I(x)$  和独立的加性噪声  $N(x)$  构成，即

$$S(x) = I(x) + N(x) \quad (4-20)$$

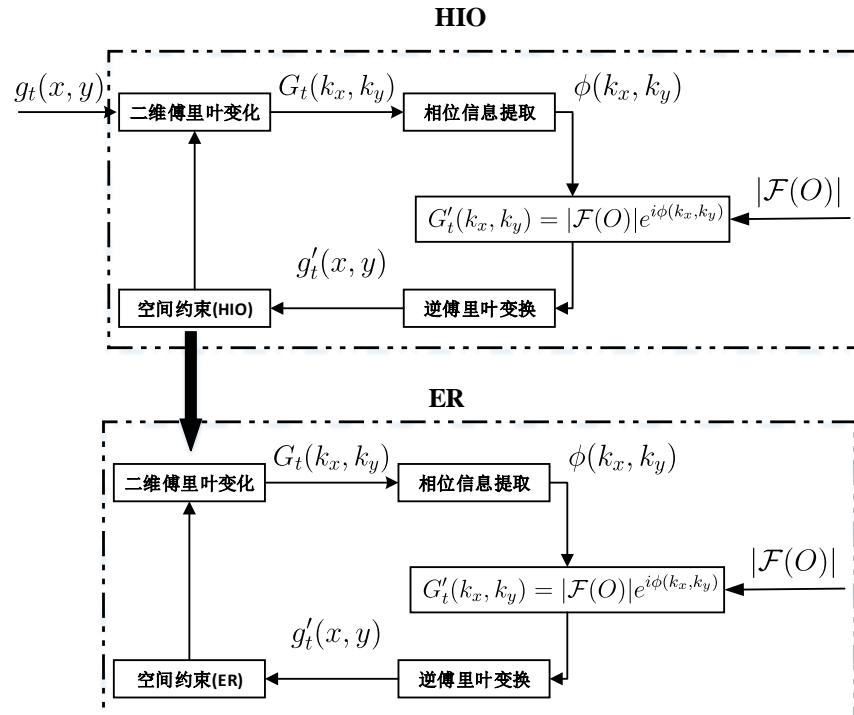


图 4.15 混合型相位恢复算法 I

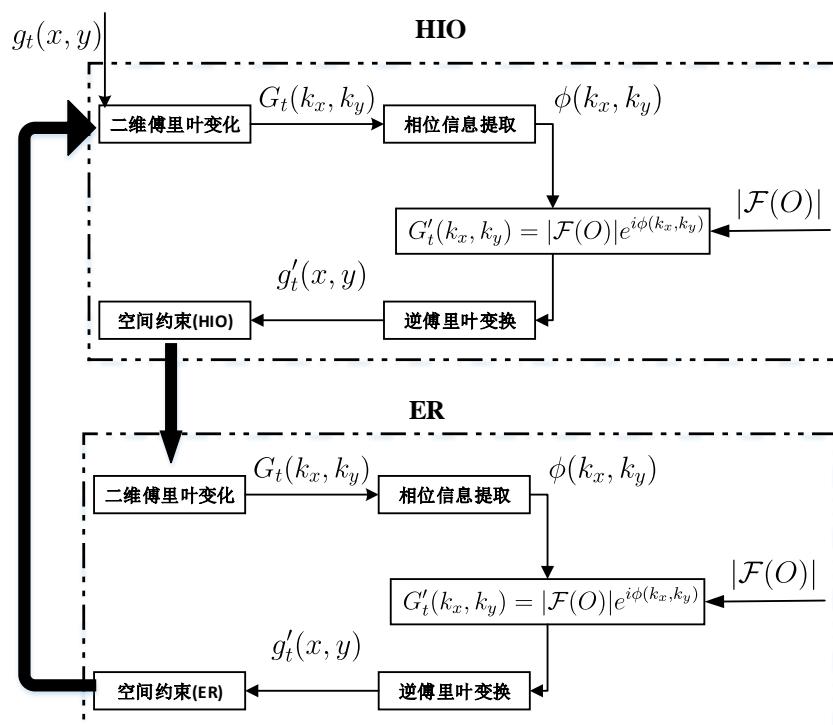


图 4.16 混合型相位恢复算法 II

其中,  $\langle N(x) \rangle = \text{常数}$ ,  $\langle N(x')N(x' + x) \rangle = N^{(2)}(x)$  信号  $S(x)$  的平均相关为:

$$\begin{aligned} \langle S^{(3)}(x) \rangle &= \underbrace{I^{(3)}(x)}_{[0]} + \\ &\quad \underbrace{\langle N(x) \rangle \cdot [I^{(2)}(x) + I^{(2)}(x') + I^{(2)}(x' - x)]}_{[1]} + \\ &\quad \underbrace{\bar{I} \cdot [N^{(2)}(x) + N^{(2)}(x') + N^{(2)}(x' - x)]}_{[2]} + \\ &\quad \underbrace{\langle N^{(3)}(x) \rangle}_{[3]} \end{aligned} \quad (4-21)$$

其中,  $N^{(2)}(x) = \int N(x_1) \cdot N(x_1 + x) dx_1$ ,  $\bar{I} = \int I(x) dx$ 。

情况 ii: 如参考文献<sup>[70,97]</sup> 所指出, 计算三阶相关能够有效的抵消因为大气湍流或者抖动引起的随机相位, 对于整个孔径来说, 仍存在许多不可分的子孔径。当在相关计算中, 计算位于同一闭合相位中的频率时, 能够有效的抵消随机相位, 此时不会差生噪声。当相关的频率位于不同的闭合三角形中时, 不能有效的抵消随机相位, 同时会产生不同种类的噪声。

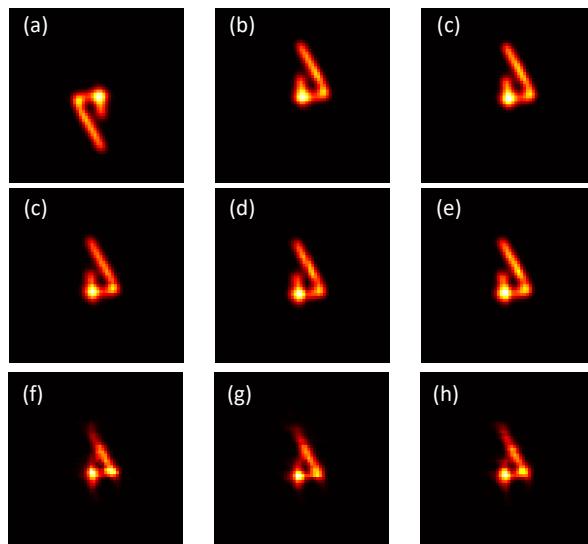


图 4.17 不同相位恢复算法的实验结果

如我们所知, 三阶相关相位恢复算法需要通过多帧子散斑平均地方式实现相位恢复, 如图4.14所示, 子散斑之间的不同重叠率将会影响最终的相位重建结果。直观来看, 子散斑之间的不同重叠率直接影响子散斑的数量, 子散斑的数量将会影响最终重建结果。同理, 原始散斑的尺寸也会影响子散斑的数量, 也会对最终的重建结果进行影响。我们从同一散斑中选取不尺寸的散斑作为原始散斑图案, 并进行重建, 结果如图4.18所示。从实验结果可以看出, 当选择尺寸较大散斑时, 三阶相关相位恢复算法能够更好的抑制噪声, 获得更高质量的重建图像。

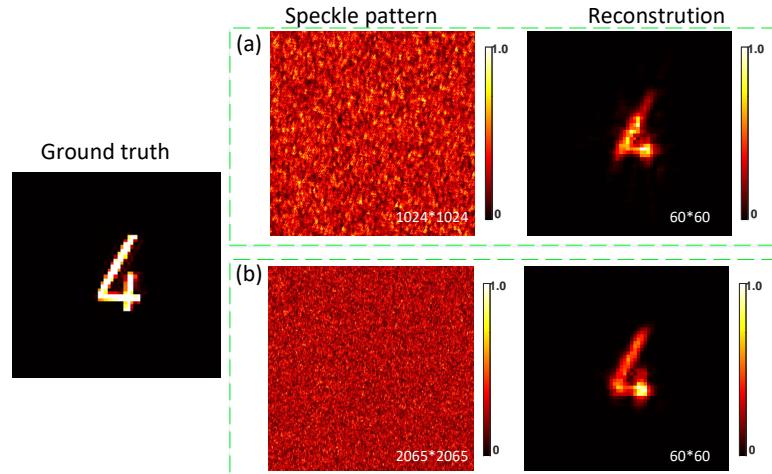


图 4.18 不同尺寸散斑的重建结果

#### 4.4 本章小结

本章中，我们提出了基于三阶相关相位恢复算法的透过散射介质彩色成像方法，利用三阶相关的相位恢复算法的特性，实现了透过散射介质彩色成像。相较于传统的透过散射介质成像方法，该方法能够有效的确保恢复目标的方向信息，并利用此特性进行彩色图像合成。基于三阶相关相位恢复算法，不需要迭代，能够确定性的恢复相位。同时，该方法的傅里叶相位恢复步骤与傅里叶振幅恢复步骤相会独立，相较于传统迭代型相位恢复算法具有较强的抗噪性能。我们也讨论了不同相位恢复算法之间的混合，通过实验证明了有效地进行混合能够确保混合型算法在确保恢复目标方向信息的同时提高图像的重建质量。我们所提出的彩色成像方法，能够与传统的光谱成像方法结合，通过添加参考目标的方式实现透过散射介质的光谱成像，该方面我们也通过实验的方式进行了简单证明。

本章所进行的工作基础依旧为 OME，成像范围仍然受到 OME 范围的限制，如何突破 OME 范围，实现超 OME 范围非入侵成像仍极具挑战。下一章我们将介绍如何实现非入侵透过散射介质超 OME 范围成像。



## 第五章 基于时变随机照明的透过散射介质超 OME 范围非入侵成像

非侵入式光学成像在从生物成像技术<sup>[100,101]</sup> 到光学检测<sup>[102]</sup> 的各个领域都有重要应用。但是，不均匀的样品（例如生物组织）会散射光，从而导致探测器上出现复杂的散斑图案<sup>[4,103]</sup>。随着穿透深度的增加，从散射光中分离出少量的弹道光成为一个很大的挑战<sup>[25,104]</sup>。多年来，科研人员提出了许多方法通过利用或抑制散射光来克服透过散射介质实现非入侵成像的问题。随着 SLM 的发展，许多方法已经被提出来实现控制和操纵散射光<sup>[105,106]</sup>。目前，已经提出了几种技术通过使用反馈信号优化入射光波前进而实现聚焦，以重新形成一个焦点，然后利用扫描的方式实现成像<sup>[6,107]</sup>。这些技术通常需要途径至散射层的两侧获取反馈信号以优化波前，这些条件极大地限制了它们在实际场景中的应用。为了克服这个问题，已经提出了基于波前整形和各种反馈信号（例如荧光或超声信号）的其它方法<sup>[18,107-109]</sup>，实现波前整形。然而，这些方法要么需要较长的采集时间，要么仅限于小视场。另一方面，还提出了几种利用角散斑相关性的技术<sup>[22,24]</sup>，即 OME<sup>[23,87,110]</sup>，用于对隐藏在散射介质后面的物体进行成像。这些方法计算散斑图案的自相关，其本质上利用散斑的自相关与隐藏目标的自相关相同，并使用相位恢复算法从自相关重建目标图像。虽然这些方法速度很快，但它们的成像范围仍然受到 OME 范围的限制。前面章节中，我们对基于 OME 下的散斑成像进行了原理介绍和实验验证。

线性荧光广泛应用于生物学和生物医学科学<sup>[3,111,112]</sup>。它能够对细胞、亚细胞或分子成分进行成像，并具有空间分辨率高、对比度高、速度快的优点。近年来，许多技术允许使用荧光透过散射介质进行聚焦和成像。即便如此，这些方法要么依赖于引导星<sup>[113]</sup> 的使用，仅限于 OME 范围<sup>[114]</sup>，要么需要表征散射介质<sup>[59]</sup>。

在本章，我们提出了一种新型的成像方法，该方法使用简单的旋转漫射器生成的时变随机散斑照明，允许透过散射介质在一定深度上远远超出 OME 范围进行非侵入性成像。当随机照明散斑产生后，每个荧光点光源都会在探测器上产生独特的散斑图案，我们称其为“散斑指纹”。相机所捕获的每张图像都是来自不同荧光点光源的所产生的散斑指纹的非相干叠加。当照明随着旋转器随机改变时，探测器上所接收的散斑的各个散斑指纹的权重随之改变。为了获取每个单独的指纹，我们在随机改变光照的同时捕获一组图像，并使用非负矩阵分解 (Non-negative Matrix Factorization, NMF) 算法对采集的数据进行去混叠。随后，通过探索指纹之间的相关性，使用指纹重建最终图像。最后，我们通过实验证明了该方法对于稀疏光目标和连续荧光物体图像重建

的有效性。

## 5.1 基于时变随机照明的透过散射介质超 OME 范围成像基本原理

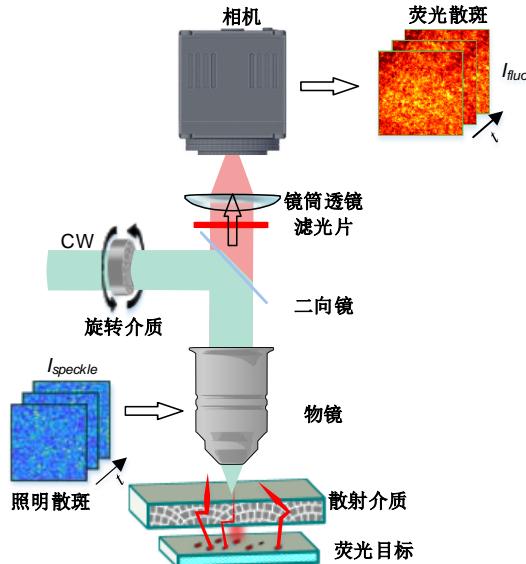


图 5.1 非入侵成像系统示意图

非入侵成像系统如图5.1所示。当激光通过旋转漫反射器时，入射激光被添加了随机相位实现了入射激光的随机调制，进而调制光透过散射介质产生了未知的随机散斑，未知的散斑照明目标。利用随机散斑照明目标后，目标产生自身的激发光，激发光传播并通过散射介质，产生散斑最终被相机所接收，此时相机所获得的散斑为不同散斑指纹的非相干总和。尽管捕获的图像对比度低、随机且看似无信息，但它们包含来自目标独立点光源的所有散斑指纹，且其各自的权重随着随机照明的改变具有时间的多样性。此外，OME 范围内的独立点光源将在相机上产生相关但平移的散斑指纹<sup>[23]</sup>，而 OME 范围外的点光源将产生完全不相关的散斑指纹。对于给定的散斑照明，捕获的图像  $I_{fluo}$  可以表示为具有不同权重的散斑指纹的线性叠加。因此，相机图像  $I_{fluo}$  由下式给出：

$$I_{fluo}(r, t) = \sum_{k=1}^P w_k(r) h_k(t), \quad (5-1)$$

其中， $I_{fluo}(r, t)$  为对应于第  $t$  次照明时相机所接收到低对比度散斑， $r$  为空间坐标， $w_k(r)$  为第  $k$  个独立点光源所对应的散斑指纹， $h_k(t)$  为第  $t$  次照明时第  $k$  个独立点光源所接收到的激光光的强度， $P$  为系统中独立点光源的数量。

当拥有足够多的随机散斑照明时，就可以采集到足够的低对比度散斑图案，通过 NNF 对散斑集进行去混叠，获得各自点光源的散斑指纹。然后利用，指纹重建算法

实现最终图像的重建。整体流程下所示：

---

**Algorithm 1:** 非入侵图像重建流程

---

**Input:** 系列散斑图案,  $I_{fluo}(r, t)$ .

**Output:** 隐藏目标的图像,  $O^{Global}$ .

从系列数据集  $I_{fluo}(r, t)$  估计系统的秩 ( $\rho$ ).

通过去混叠算法恢复散斑指纹 ( $w_i$ ).

**for**  $k = 1, \dots, \rho$  **do**

在指纹  $w_k$  和其余所有的指纹 ( $w_{i \neq k}$ ) 之间进行成对去卷积运算.

获取位于与散斑指纹  $w_k$  所对应的独立点光源同一 OME 范围内的独立点光源之间的相对位置.

获得局部重建结果 ( $O_k$ ).

**end**

将不同区域的局部重建结果 ( $O_k$ ) 合成全局重建结果 ( $O^{Global}$ ).

---

### 5.1.1 散斑指纹去混叠

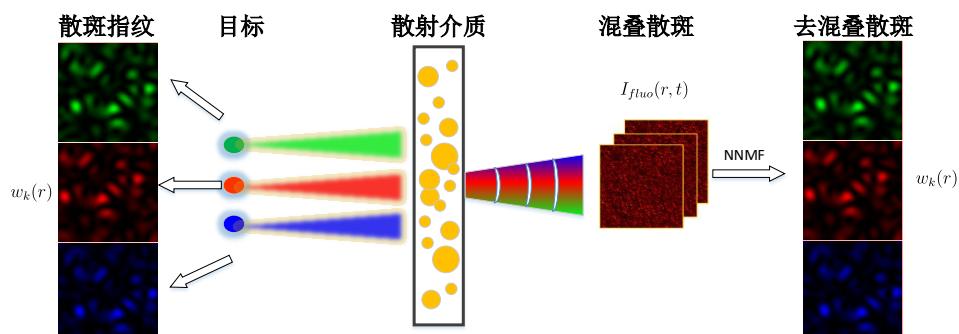


图 5.2 散斑去混叠示意图

如图5.2所示，独立点光源所对应的各自的散斑指纹一定，当我们使用散斑照明时，获得一些列混叠散斑。如何从一些混叠散斑中恢复出每个独立点光源的散斑指纹，将在接下来部分描述。

如公式 (5-1) 所示，当使用随机照明时， $h_k(t)$  随着照明的改变该随之变化。因为照明强度和散斑指纹的非负性，我们可以通过非线性优化的方式求得  $w_k(r)$ ，即：

$$\min_{W>0, H>0} \|I - WH\|_F^2, \quad (5-2)$$

其中， $\|M\|_F = \sqrt{\sum_i \sum_j |M_{ij}|^2}$  为 Frobenius 矩阵范数。公式 (5-2) 最小化问题可以表述为一个低秩分解问题。 $I \in \mathbb{R}_+^{r \times t}$  包含所有的散斑图案  $I_{fluo}(r, t)$ ， $I \in \mathbb{R}_+^{r \times t}$  可以被近似为两个实数矩阵  $W \in \mathbb{R}_+^{r \times \rho}$  和  $H \in \mathbb{R}_+^{\rho \times t}$ 。矩阵  $W \in \mathbb{R}_+^{r \times \rho}$  为指纹矩阵， $H \in \mathbb{R}_+^{\rho \times t}$  为时间矩阵，其中  $r$  是像素， $\rho$  是  $I$  矩阵所估计的秩， $t$  表示散斑帧数。由于混合散

斑、散斑指纹和照明强度都具有非负性，这个问题正好对应于 NMF 优化问题。NMF 算法常用于去混叠场景，例如结构性成像<sup>[59]</sup> 和功能性成像<sup>[62,115,116]</sup> 等，NMF 去混叠过程如图5.3所示。在数据矩阵去混叠之前，我们需要对所获得的相机散斑进行滤波，去除散斑的轮廓噪声，在傅里叶域中移除低频信号，如图5.4所示。在 NMF 算法的运行过程前，我们需要确定  $\rho$ ，该参数可以通过最小化 NMF 的均方根残差作为秩的函数来从数据中估计。

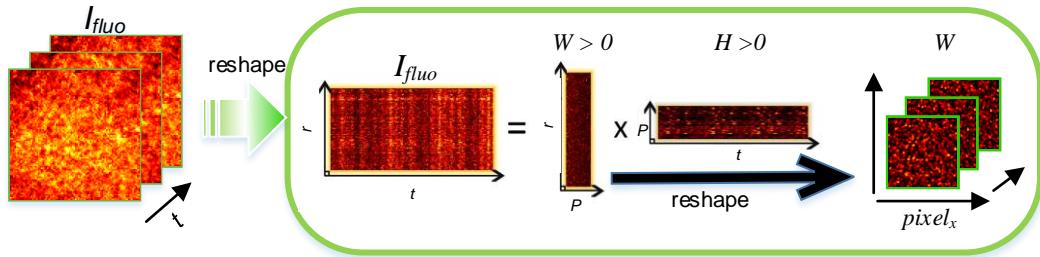


图 5.3 散斑指纹去混叠过程

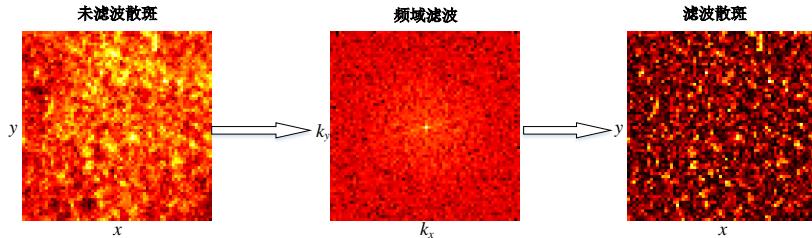
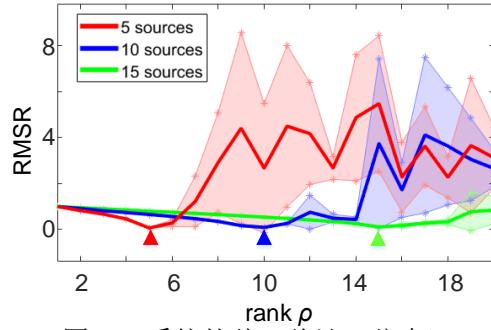


图 5.4 散斑滤波

为了运行 NMF 算法，矩阵秩  $\rho$  是唯一需要预先确定的参数。通常可以使用几种方法来估计  $\rho$ ，例如使用  $k$ -means 算法<sup>[115]</sup> 查看集群的数量，或者通过估计损失函数的“拐点”<sup>[59,117]</sup>。在我们的使用情境下，为了简化该估计过程，我们尝试不同的数值作为该矩阵的  $\rho$ ，记录不同数值所对应的均方根残差 (Root Mean Square Residual, RMSR):  $\|I_{fluo} - WH\|_{Fro}$ 。然后，RMSR 最小值所对应的  $\rho$ ，即该值为系统的秩  $\rho$ 。为了验证我们所提出方法的有效性，于是进行了相应的仿真，仿真结果如图5.5所示。首先，我们生成 5 个点源目标，利用卷积模型生成各自的散斑指纹，并采用随机照明的方式对目标机型照明，记录其相应的散斑图案。然后根据前面所描述的矩阵秩  $\rho$  估计方法进行估计。图5.5中，三角形符号指示出 RMSR 的最小值，实线代表 12 次均方根值的平均值，每次的 NMF 优化采用不同的随机初始值。三角形符号表示 RMSR 的最小均值，实线代表 12 次均方根值与 NMF 随机初始化值的均值，星号是误差条，表示其正负方向的标准偏差。通过仿真可知，当估计的秩  $\rho$  等于系统的真实秩  $P$  时，平均 RMSR 值为最小。我们同时分别尝试了，不同数量的点源目标，仿真结果如图5.5所示。其仿真结果表明：RMSR 的最小值分别为：5, 10 和 15，与真实值非常吻合。


 图 5.5 系统的秩  $\rho$  估计 (仿真)

此外，我们通过实验证明该了估计方法的有效性。在实验中，通过随机放置 11 荧光珠为目标，利用旋转毛玻璃提供随机照明，记录其荧光散斑图案，并进行该数据集秩的估计，实验结果如图5.6所示。如图5.6(b) 所示，所估计的  $\rho$  与系统真实  $P$  保持一致。同时，我们还在5.6(a) 中提前展示了其图像的重建结果，左图为真实目标，右图为重建结果。通过仿真和实验的方式，证明了估计数据集秩的方法有效性。

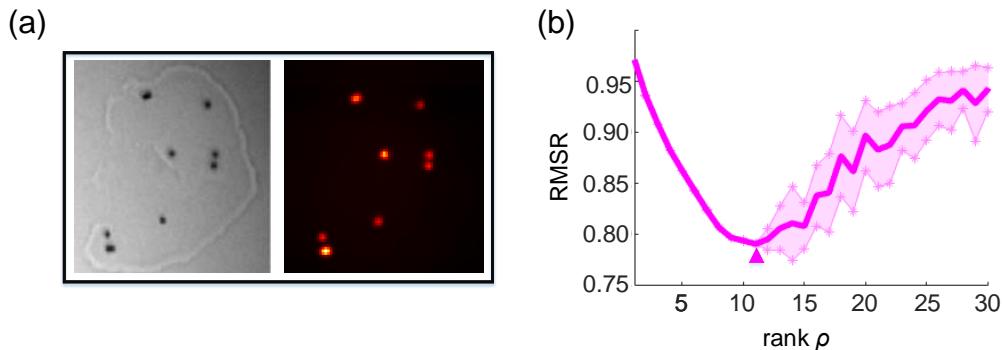
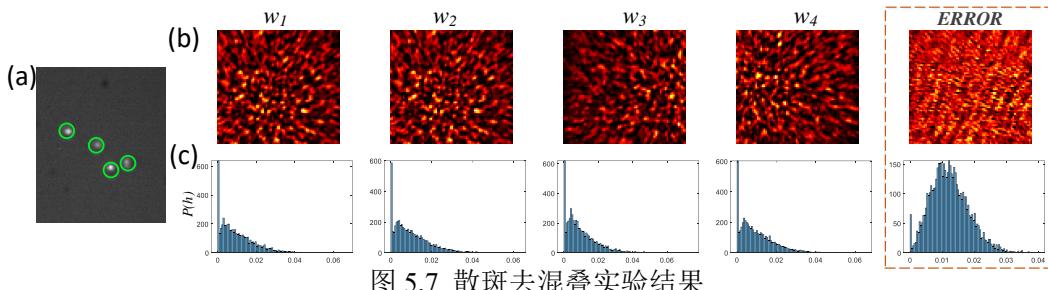

 图 5.6 系统的秩  $\rho$  估计 (实验)


图 5.7 散斑去混叠实验结果

为了更加直观的显示散斑去混叠的结果，我们进行了另外一组实验，实验结果如图5.7所示。将一系列散斑图案  $I$  通过 NMF 算法，分解为矩阵  $W$  和  $H$ 。图5.7(a) 为原始目标，图5.7(b) 为去混叠后散斑（来自于矩阵  $W$ ）和图5.7(c) 为对应图5.7(b) 各自去混叠散斑的强度分布图，且属于瑞丽分布。如图5.7中，虚线所标出的去混叠散斑，该散斑为算法所制造的噪声，当没有正确的估计数据集的秩可能造成此种结果。

可以通过分析去混叠散斑的强度分布图进行剔除操作。但是，在本章所提出的重建方法中未使用此操作。

### NMF 算法

NMF 的早期工作是由芬兰的一组研究人员<sup>[118]</sup> 在 1990 年代中期以正矩阵分解进行的一种信号分解方法。在 Lee 和 Seung 之后<sup>[118]</sup>，它被广泛称为非负矩阵分解研，并究了 NMF 的两种不同分解算法的特性<sup>[119,120]</sup>。它们仅在量化近似质量的评价函数上略有不同。一种算法传统的最小化最小二乘误差，而另一种算法最小化广义 Kullback-Leibler 散度。在这里，我们仅描述在去混叠过程中所使用的传统最小二乘误差类型。为了找到近似的因式分解  $I \approx WH$ ，一个简单的评价函数为度量是  $I$  和  $WH$  之间的欧几里得距离的平方，即对应于 Frobenius 范数：

$$\|I - WH\|_F^2 = \sum_{i,j} (I - WH)_{i,j}^2, \quad (5-3)$$

虽然函数  $\|I - WH\|_F^2$  仅在  $W$  或仅  $H$  是凸的，它的两个变量  $W$  和  $H$  不同时为凸。因此，通过寻找全局最小值去解决此问题较难实现。然而，有许多数值优化技术可用于寻找局部最小值。交替成本与最小化方法结合产生了交替最小二乘法 (Alternating Least Squares, ALS) 算法：在这种方法中，在  $W$  和  $H$  的初始随机初始化之后，迭代地更新  $W$  固定  $H$  和更新  $H$  固定  $W$  的最小二乘解，直到评价函数达到最小值，或连续迭代之间的评价函数差异变得小于给定的容差值，或达到最大迭代次数。在每次迭代中， $W$  和  $H$  的负元素被替换为 0 或很小的数值。由于 NMF 算的稳定性和易解释性，该算法已经在众多领域有着较多的应用。

#### 5.1.2 基于散斑指纹的图像重建

当进行散斑去混叠步骤后，每个独立点光源的散斑指纹被获取。由于 OME<sup>[22-24]</sup> 可知，当两个位于散射介质后的独立点光源属于同一个 OME 范围时，两个点光源所产生的散斑可以转为相互之间的平移，其位移距离等于点光源之间的相对距离。如：两个点光源之间的距离  $\delta u$  和散斑之间的平移距离为  $\delta v$ ，根据 OME 我们可知： $\delta v = M \cdot \delta u$ ，其中  $M$  为光学系统的放大率，如图5.8所示。当成像系统中存在 OME，利用去混叠方法分别获取来自不同点光源的散斑指纹，然后探索散斑指纹之间的共享信息来重建隐藏目标。在图5.8中， $\delta u$  为两个点源目标之间的距离，#1 和 #2 分别表示点源目标 #1 和 #2，将点源 #1 的散斑指纹看作参考散斑，分别计算散斑指纹 #1 和 #1，#1 和 #2 的互相关。散斑指纹 #1 和 #1 的互相关信息会产生一个  $\delta$  位于图像中心，散斑指纹 #1 和 #2 的互相关信息会产生一个  $\delta$  距离中心为  $\delta v$  的图像。从图5.8可以看出，通过计算散斑之间的互相关可以获取对应点源目标的相对位置。在此，不同

点源目标之间的相对位置信息可以被获取，如图5.8所恢复的信息更接近于点源目标的定位，仍然缺少图像信息。

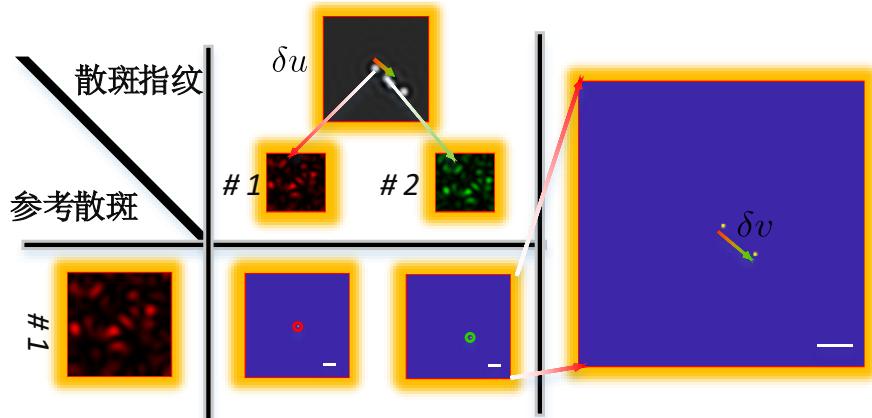


图 5.8 散斑的相关性探索

当获得不同点源目标的散斑指纹后，我们是否可以通过去卷积的方式实现图像重建呢？将某个散斑作为系统的 PSF，然后进行去卷积运算<sup>[121]</sup>。去卷积运算后，能获得该散斑图案对应于 PSF 时所产生的图案，不同散斑指纹之间的去卷积结构如图5.9所示。图5.9(a) 为不同的散斑指纹和系统参考散斑（PSF），不同散斑指纹与 PSF 之间去卷积后的图像  $I_i$ 。图5.9(b) 为所有去卷积后图像  $I_i$  的加和图案  $\sum_i^n I_i$ ，图5.9(c) 为  $\sum_1^2 I_i$  的加和，图5.9(d) 为原始目标。从图5.9所示的结果可知，所有散斑指纹与参考散斑进行去卷积运算，并将去卷积后的结果进行加单的加和，可以获得图像5.9(b)。此时所获得重建结果5.9(b) 与原始图像5.9(d) 高度吻合，图5.9所示的目标均位于同一个 OME 范围内。

受到图5.9所示结果的启发，我们提出了本章的核心重建算法-基于散斑指纹的图像重建。无论两个点光源是否位同一个 OME 内，都可以通过  $k$ -th 点光源对  $i$ -th 点光源进行成对去卷积，可以写为：

$$\arg \min_{o_{i,k}} \frac{\mu}{2} \|w_i - o_{i,k} * w_k\|_2^2 + \|o_{i,k}\|_{TV} \quad (5-4)$$

其中  $\mu$  是正则化参数， $*$  表示卷积算子， $\|\mathbf{f}\|_2 = \sqrt{\sum_i |f_i|^2}$  表示  $L_2$  向量范数， $\|\mathbf{f}\|_{TV} = \sum_i \sqrt{[D_x \mathbf{f}]_i^2 + [D_y \mathbf{f}]_i^2}$  表示总变差 (Total variation, TV) 范数 ( $D_x$  和  $D_y$  是沿水平和垂直方向的前向有限差分算子)。这两个指纹被表示为  $w_i$  (被认为是“图像”) 和  $w_k$  (被认为是“点扩散函数”，即 PSF)。当两个点光源位于同一 OME 范围内时，成对去卷积会产生一个具有窄  $\delta$  类峰值的均匀图像，该图像位于与两个点光源的相对位置 ( $\vec{r}_{i,k} = \vec{r}_i - \vec{r}_k$ )。如果两个点光源位于 OME 范围之外，则去卷积会产生噪声。对于给定的点光源  $k$ ，只需将与该点光源相关的所有成对去卷积的结果相加，就可以获得点光源附近物体的局部图像  $o_{i,k}$ 。

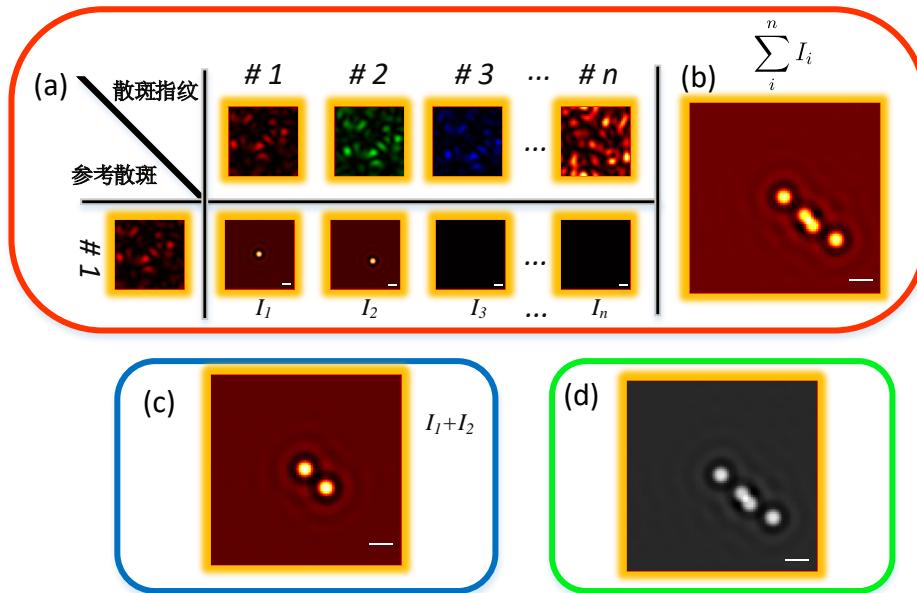


图 5.9 去卷积结果 (OME 范围内)

$$O_k = \sum_{i=1}^{\rho} o_{i,k} \quad (5-5)$$

即使点光源的集合扩展到远远超出 OME 范围，如果不同的等平面斑块 (不同光学记忆效应范围) 由点光源“连接”，则可以恢复完整的空间分布。例如，如果点光源  $i$  和  $k$  超出 OME 范围但点光源  $j$  在它们之间，我们总是可以将它们之间的偏移计算为  $r_{i,k} = r_{i,j} + r_{j,k}$ 。全局重建  $O^{Global}$  可以通过将所有局部图像  $O_k$  组合成一个图像来获得，同时考虑到它们相对于第一个点光源的相对位置  $r_{k,1}$ ：

$$O^{Global} = \sum_{k=1}^{\rho} O_k (\vec{r} - \vec{r}_{k,1}) \quad (5-6)$$

在去卷积过程中，不同的去卷积算法将会产生不同的重建结果，不同去卷积方法之间的对比将会在后续部分进行展示。在后续部分，基于散斑指纹的图像重建 (Fingerprint-based reconstruction) 简化为 FBR。

## 5.2 实验验证

上面部分，我们对基本原理和图像重建方法进行阐述，接下来对实验部分进行描述。实验装置如图5.10所示，连续激光器 ( $\lambda = 532nm$ , Coherent Sapphire) 的输出光经准扩束准直后，照射至旋转全息散射介质 (Edmund, DG10)。经过旋转全息散射介质调制后的光通过焦距为 200mm 透镜 (LA1708-A, Thorlabs) 和物镜 (Zeiss W “Plan-Apochromat”  $\times 20$ , N.A. 1.0)，并照明荧光目标。荧光目标被激光激发后

产生荧光信号，荧光信号反向传播通过物镜（Zeiss W “Plan-Apochromat”  $\times 20$ , NA 1.0）和焦距为 200mm 的镜筒透镜（L, AC254-150-A, Thorlabs），被 sCMOS 探测器（Hamamatsu ORCA Flash）接收。二向色滤光片（DMSP550T, Thorlabs）和两个滤光片（MF525-39, Thorlabs; 532nm,, Semrock）用于屏蔽除荧光信号以外的信号。其中，RD: 旋转散射介质，DM: 二向色散镜，OB 1 (OB 2): 物镜，Scat.: 散射介质，Object: 目标，SF: 光谱滤波片，TL 1(TL 2): 镜筒透镜。

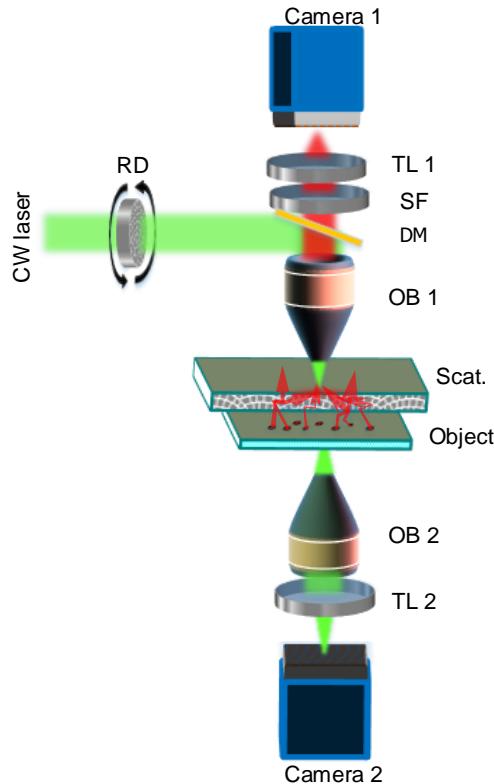


图 5.10 实验装置示意图

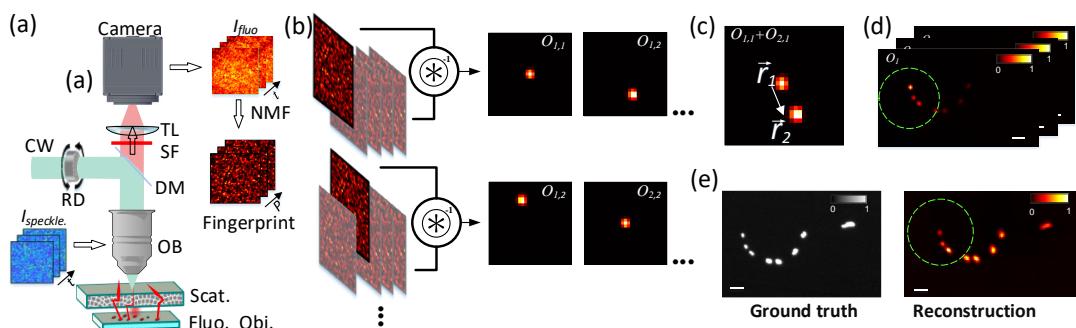


图 5.11 基于时变随机照明的透过散射介质超 OME 范围成像流程示意图

实验中，荧光物体由橙色荧光珠（540/560nm, Invitrogen FluoSpheres, size 1.0 $\mu m$ ）和花粉种子形状的荧光目标（Carolina, Mixed Pollen Grains Slide, w.m）组成。荧光目标放置于散射介质下方，散射介质与荧光物体的距离为 0.2mm。在实验中，我们拥有

透射控制部分，此部分仅用于检测目标是否正确放置，防止目标丢失目标。该部分由显微镜物镜（Olympus 'MPlan N'  $\times 20$ , NA 0.4）、150mm 镜筒透镜（L, AC254-150-A, Thorlabs）和 CCD 相机（Allied Vision, Manta）组成。白色光源（Moritex, MHAB 150W）为该部分提供照明，帮助正确选择荧光物体的位置，它还允许我们对实验装置进行对其校准。

### 5.2.1 稀疏 2D 荧光目标重建

我们利用上面所介绍过的橙色荧光珠作为 2D 目标，进行了基于随机照明的大视场超 OME 成像实验，实验流程和结果如图5.11所示。在图5.11(a) 中，相干光源照亮旋转全息散射介质，利用散射介质随机调制散斑图案来激发荧光物体。荧光物体一旦被激发，荧光物体发出的信号就会被相机记录下来。 $I_{fluo}$  是一系列对应于不同的随机散斑照明的荧光散斑，散斑指纹可以通过使用 NMF 从  $I_{fluo}$  中恢复。图5.11(b-e) 为图像重建过程，(b) 在所有可能的散斑指纹对之间执行成对去卷积（标记为  $*^{-1}$ ）。(c) 每个去卷积的结果提供了一个点光源与其相邻点光源之间的相对位置。(d) 通过加和所有散斑指纹和特定散斑指纹的去卷积结果，可以恢复以该散斑指纹对应的点光源为中心的目标的局部图像（参见公式5-5）。(e) 根据相邻点光源之间的相对位置，可以将所有部分图像合并到最终全局重建。虚线圆圈表示光学记忆范围。比例尺大小为 10 $\mu m$ 。RD: 旋转散射介质，DM: 二向色镜，OB: 物镜，Scat.: 散射介质，Fluo. Obj.: 荧光物体，SF: 光谱滤波器，TL: 镜筒透镜。同时为更加详细的展示重建的局部图像，我们将图5.11(d) 所对应的不同局部重建图像分别展示，如图5.12所示。

图5.12(a)-(f) 为选择不同的散斑指纹为 PSF，进行去卷积运算所获得局部图像  $O_k$ ，图5.12(g) 为全局重建图像，图5.12所示的结果采用的去卷积方法来自于参考文献<sup>[122]</sup>。

随后，我们又制作了不同的 2D 稀疏荧光目标，测试该成像方法的有效性和可重复性，实验结果如图5.13所示。图5.13(a)-(b) 为没有散射介质的情况下记录的目标的荧光图像，(c)-(d) 为使用 NMF+FBR 方法重建图像。(c) 和 (d) 数据集所估计的 NMF 秩  $\rho$  为分别为 26 和 16。虚线圆圈表示 OME 范围。图5.13(d) 所示的图像重建结果尺寸大约为 OME 范围的三倍。两组数据处理过程中，我们使用的散斑数量  $t$  均为 5120 帧，相机的单次曝光时间为：15ms 和 20ms。

从图5.11和5.13所展示实验结果可看出，我们的所提出的方法可以在没有约束的情况下重建跨越大约三倍 OME 范围的目标。

### 5.2.2 复杂连续 3D 目标

非稀疏、连续的物体在散射生物样本中很常见，这些目标常对透过散射介质实现非入侵成像提出了艰巨的挑战。为了证明该技术也适用于非稀疏的连续目标，我们使

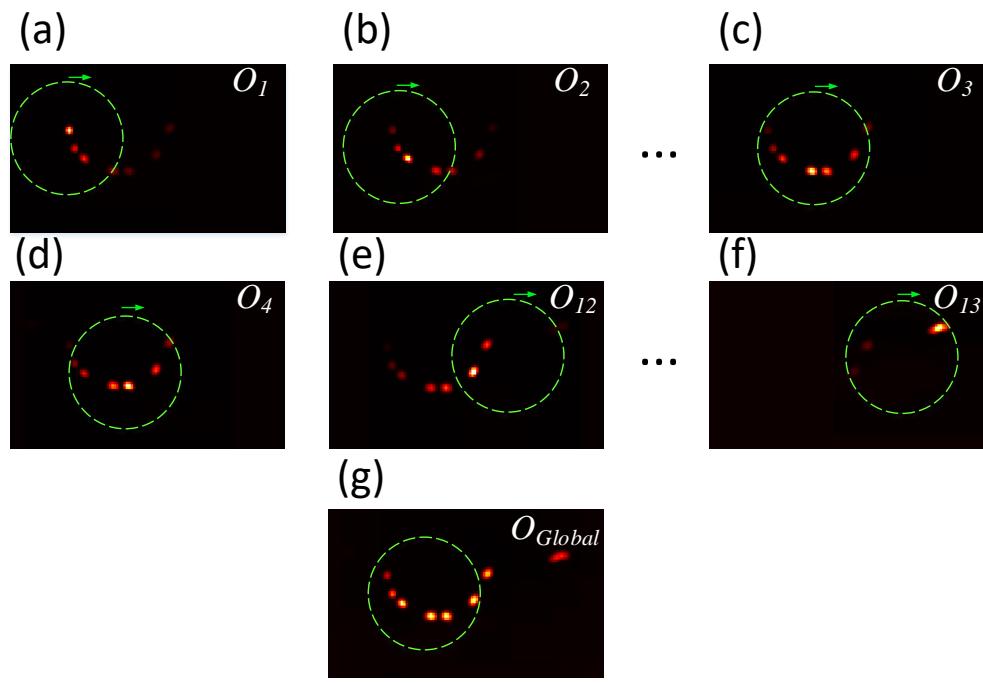


图 5.12 FBR 重建流程

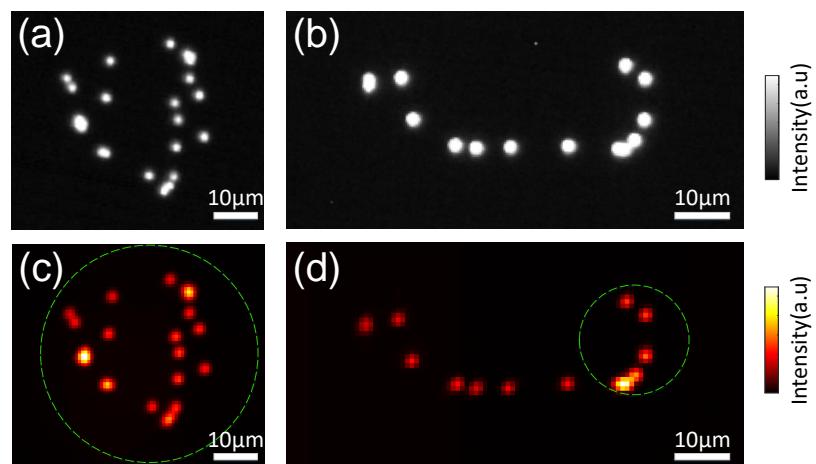


图 5.13 2D 稀疏荧光目标透过散射介质成像实验结果

用荧光染色的花粉种子形状目标，其重建图像如图5.14所示。图5.14(a)-(d) 为无散射介质的情况下记录的不同花粉种子结构的荧光图像，(e)-(h) 为使用 NMF+FBR 方法重建图像。(e)-(h) 数据集所估计的 NMF 秩  $\rho$  为别为 68、85、45 和 55。虚线圆圈表示 OME 范围。两组数据处理过程中，我们使用的散斑数量  $t$  均为 5120 帧，相机的单次曝光时间为 10ms。在非稀疏、连续的物体的重建过程中，所采用的重建过程严格按照图5.11所展示的流程。

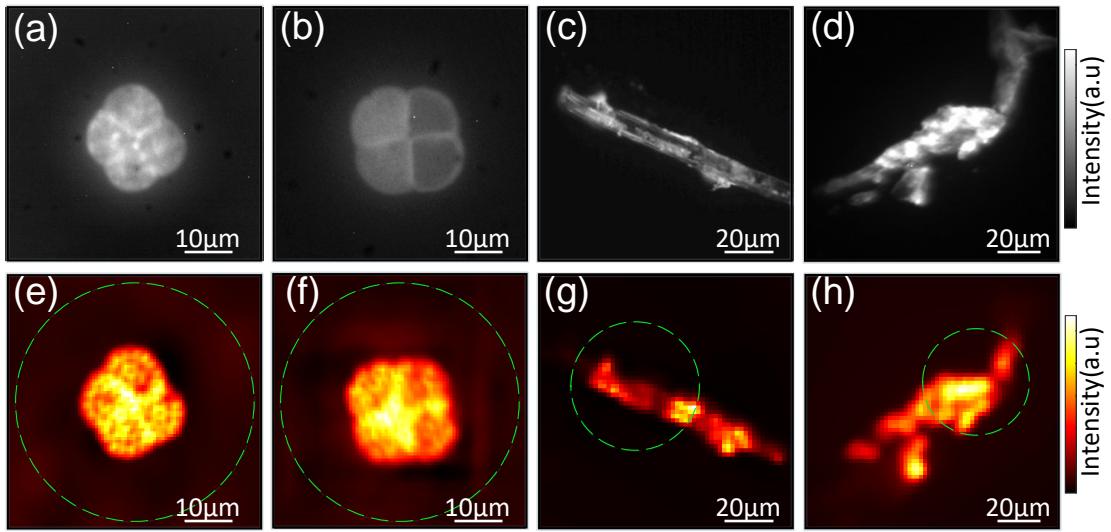


图 5.14 非稀疏、连续复杂目标透过散射介质成像实验结果

从图5.13和图5.14可以看出，我们的方法不仅能够有效地重建稀疏点源目标，而且能够重建非稀疏、连续体目标。同时，仍有许多问题关于我们所提出地方法需要进行讨论，例如：散斑数量地选取、不同去卷积方法使用和 NMF 秩地选取等，将在下一部分进行详细讨论。

## 5.3 实验分析与讨论

### 5.3.1 估计系统的秩

在实验过程，我们需要对系统的秩  $\rho$  进行估计。如果我们未能准确的估计  $\rho$  将会对最终的重建结果造成何种影响？因此，我们研究了错误估计系统的秩  $\rho$  对重建质量的影响。我们实验性地选择了一个包含 10 个珠子的荧光物体。然后，采用不同的秩  $\rho$  对图像进行重建，秩  $\rho$  的范围从 6 到 15。采用结构相似性指数 (Structural Similarity Index Metric, SSIM)<sup>[123]</sup> 用于量化重建的性能。如图5.15 所示，即使  $\rho$  不完全准确，该技术也能够实现不同等级的重建。但是，低估  $\rho$  可能会导致在全局重建中丢失一些目标。另一方面，高估  $\rho$  会产生混合模式，阻碍获得不同点光源之间相对位置信息。最后，必须考虑的是，随着点光源的数量越来越多，精确的估计变得越来越困难。与此

同时，这对最终重建的不利影响越来越小。还值得注意的是，实验中通常会稍微高估  $\rho$  进行重建。低估系统的  $\rho$  会导致丢失目标点，稍微高估只会提供额外的指纹，这些额外的指纹不包含点源目标的位置信息，将在 FBR 过程中自动剔除。

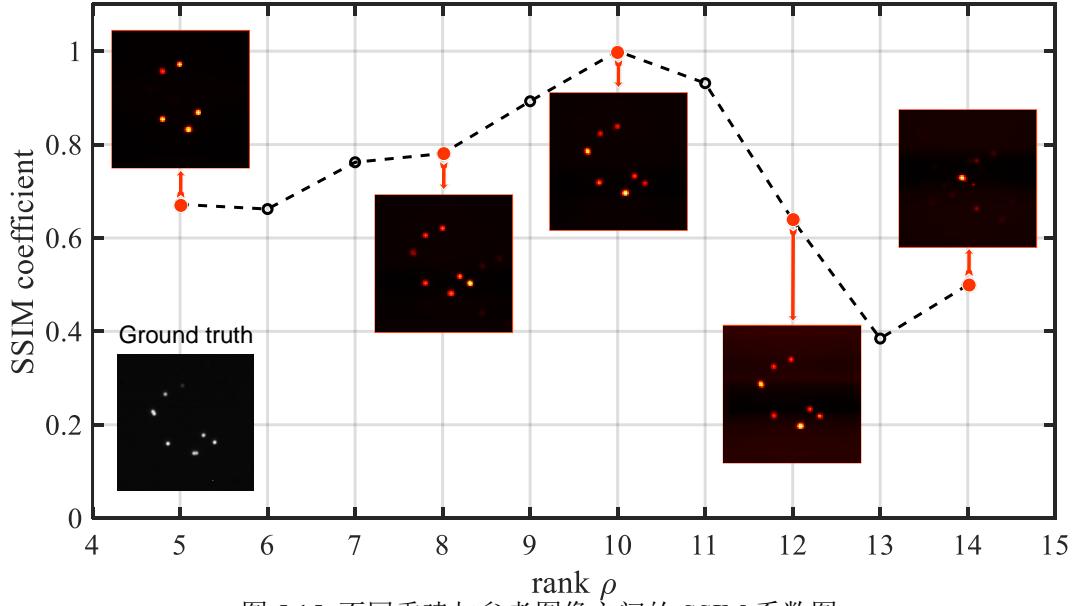


图 5.15 不同重建与参考图像之间的 SSIM 系数图

### 5.3.2 OME 范围

为了证明我们的技术可以应用于 OME 范围以外的成像，测试了具有不同散射特性的介质。通过探索横向移动点光源（小荧光珠）时产生的散斑图案之间的相关性来估计每个散射介质的 OME 范围。随着点光的移动，散斑图案之间的相关性逐渐降低，当距离大于 OME 范围时，相关性达到最小。测量此距离可以表征散射介质的 OME 范围。图5.16为散射介质 #1 和散射介质 #2 荧光珠处于不同位置时散斑图案之间的相关系数，其中不同颜色表示来自不同的数据集，OME 范围内的空间区域被标记为蓝色，OME 范围外部被标记为红色。如图5.16所示，散射介质 #1 和散射介质 #2 分别对应的 OME 范围为  $50\mu m$  和  $20\mu m$ 。当目标的尺寸小于 OME 范围时，该图像有可能通过散斑自相关的方式进行恢复（图5.13(a) 对应的散斑介质 #1）；当图像的尺寸大于 OME 范围时，散斑自相关的方式无法恢复该图像（图5.13(b) 对应的散斑介质 #2，此目标的尺寸大约： $58\mu m \times 22\mu m$ ）。

### 5.3.3 FBR

如上部分所述，只要不同的 OME 区域之间有一些重叠，FBR 便可以重建整个目标。为了展示 FBR 的细节信息，我们实验性地选择了一个包含 3 个荧光珠的荧光物体，并显示了成对去卷积  $o_{i,k}$  和不同局部图像  $O_k$  的结果。如图 5.17 所示，点光源  $k$  的

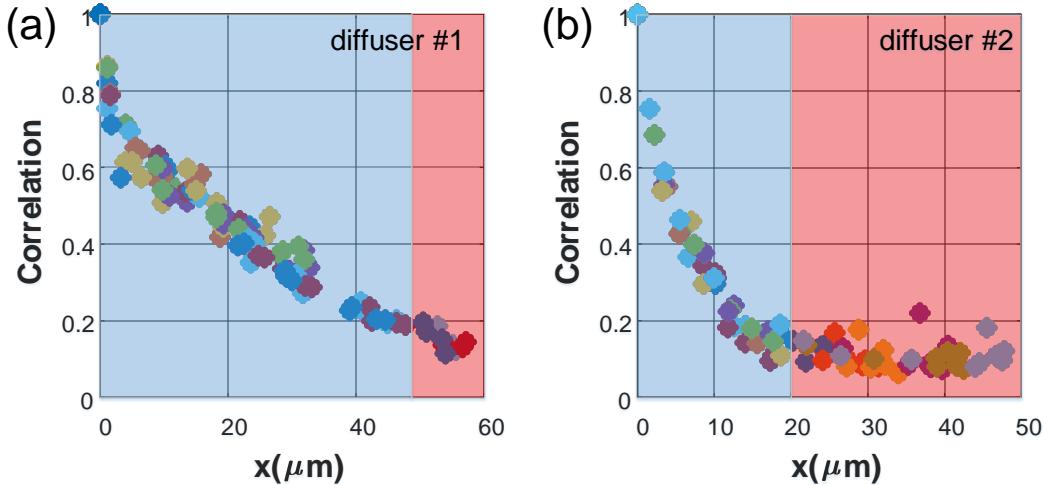


图 5.16 估计不同散射介质的 OME 范围

$O_k$  可以通过选择  $w_k$  作为 PSF 进行恢复。通过查看  $o_{i,k}$  的最大值，可以检索指纹  $w_i$  和  $w_k$  之间的偏移  $r_{i,k}$ ，如图5.8所示。实际上，来自 OME 范围之外的两个点光源的指纹不会提供它们点光源的相对位置信息（因为它们将完全不相关）。因此，有必要判断指纹  $w_i$  和  $w_k$  是否在 OME 范围之内或之外。在我们的方法中，研究  $\alpha = \frac{\max\{o_{i,k}\}}{\max\{o_{k,k}\}}$  作为相对距离的函数，其中  $\max\{o_{i,k}\}$  代表  $o_{i,k}$  的最大值。阈值  $\alpha_{tres}$  被用来评估两个点光源是否超过 OME 范围。例如，如果  $\alpha$  大于  $\alpha_{tres}$ ，则  $w_i$  和  $w_k$  属于同一个 OME 范围。否则，它们属于不同的 OME 范围，无法检索它们的相对位置。图5.18为散射介质 #1 和散射介质 #2 荧光珠处于不同位置时散斑图案之间的  $\alpha = \frac{\max\{o_{i,k}\}}{\max\{o_{k,k}\}}$  曲线，其中不同颜色表示来自不同的数据集，OME 范围内的空间区域被标记为蓝色，OME 范围外部被标记为红色。

如图5.18所示，通过实验研究了成对去卷积的各种结果的最大值与点光源之间距离的函数关系，并选择了合适的阈值  $\alpha_{tres}$  进行判别两个点光源是否超出 OME 范围。本章所有展示的重建结果中， $\alpha_{tres}$  设置为 0.01。

### 5.3.4 去卷积和互相关方法的对比

使用 NMF 算法重建散斑指纹后，可以通过查看指纹之间的相关性来获得点光源之间的相对位置。对于 OME 范围内的点光源，其散斑指纹将是高度相关的横向偏移散斑图案，但超出 OME 范围的点光源将呈现不相关的指纹。传统上，横向偏移是通过在指纹之间进行互相关来测量的。当两者相关时，互相关处会出现一个峰值，其与中心的距离提供了它们之间的偏移。然而，这种方法存在一些缺点。主要问题来自指纹上的共同背景包络，即使对背景噪声进行剔除后，也会在互相关计算中导致背景项增加，掩盖部分峰值（参见图5.19(d)）。此外，当两个散斑指纹不是 100% 相关时，峰值往往变宽，从而影响定位精度。尽管可以对该结果进行后处理获得“清理”后的

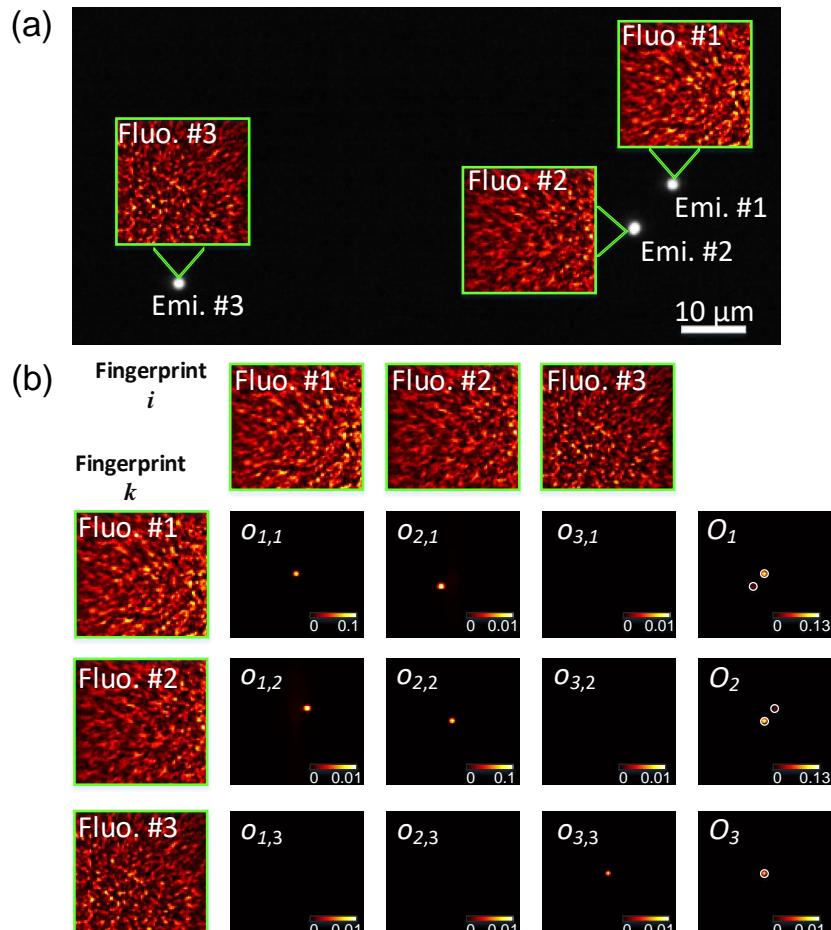


图 5.17 FBR 细节信息

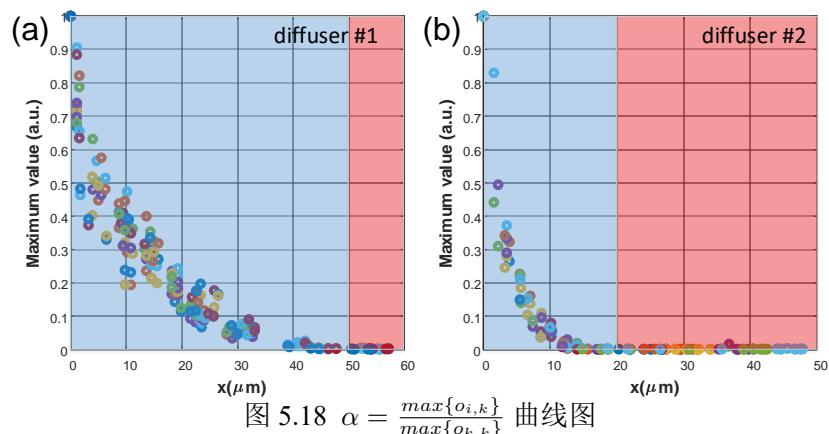


图 5.18  $\alpha = \frac{\max\{o_{i,k}\}}{\max\{o_{k,k}\}}$  曲线图

互相关（参见图 5.19(e)）。但针对不同的散射介质、OME 范围和信号，自动执行“清理”任务不是一个简单的过程。

选择去卷积而不是互相关的主要原因在于，无需额外的处理步骤即可获得更清晰的结果，如图5.19所示。在图5.19中，(a) 为无散射介质时所获取的图像，(b, c) 物体中两个不同点光源的散斑指纹。(d) 两个散斑指纹之间的原始互相关结果，(e) 原始互相关滤波后的结果，(f) 两个散斑指纹之间的去卷积结果，(g) 利用互相关的方法对图像进行重建（未滤波），(h) 利用互相关的方法对图像进行重建（滤波后），(i) 利用本章所提出的重建方法的重建结果。选择去卷积方法是基于系统的先验知识：对于通过横向偏移相关的两张图像，它们之间的去卷积结果应该是一个薄的  $\delta$  状尖峰，且该  $\delta$  状尖峰的移动距离与两个图像的平移距离相关。我们所提出的重建方法不仅能够有效的抑制噪声，而且有效的重建目标。为了定量的描述该算法对于噪声的抑制性能，假设拥有  $p$  个散斑指纹，需要进行  $p^2$  次成对去卷积运算或互相关运算，然后进行加和。假设单次互相关运算所产生的噪声为  $\varsigma$ ，进行加和运算后，最终的导致的噪声为  $p^2 \cdot \varsigma$ 。相较于互相关运算，所提出的重建方法能够有效的对次项噪声进行抑制（参见图5.19(g-i))。

### 5.3.5 不同数量散斑对于重建结果的影响

对于该重建方法，所需要的散斑数量也是值得考虑的问题之一。对于稀疏目标，利用数量较少的散斑，该方法可以有效的重建图像。对于复杂的连续目标，通常需要数量较多的散斑图像，才能有效的重建目标。本章所提出的非入侵图像重建中，首先需要利用 NMF 算法进行去混叠，实现散斑指纹的获取，数量越多的散斑输入有助于获取更加可靠的散斑指纹。为了证明该方法在数量较少散斑情况下对于稀疏目标的重建有效性，进行了相应的实验。实验中，采用的散斑数量  $t = 512$ ，其重建结果如图5.20所示。

对于所提出的重建方法而言，极具挑战的目标为复杂连续目标，于是我们进行实验，利用不同的散斑照明，实现连续目标的重建，重建结果如图5.21所示。图5.21中，(a) 为无散射介质时，所获取的连续荧光目标的图像，(b)-(g) 为使用不同数量的散斑照明时的重建结果。NMF 所估计的秩  $\rho$  分别为：27, 31, 33, 36, 41 和 53 对应 (b)-(g)。理论上，随着输入散斑数量的增减，NMF 的残差随着散斑数量的增加而减小，当残差越小时意味着 NMF 获取了更加可靠的散斑指纹。

### 5.3.6 利用 SLM 产生随机照明

如参考文献<sup>[59]</sup> 所呈现方法，利用 SLM 提供随机照明，并记录不同随机照明时所 SLM 对应的相位分布，利用此信息可以实现非入侵的传输矩阵测量，进而实现聚焦

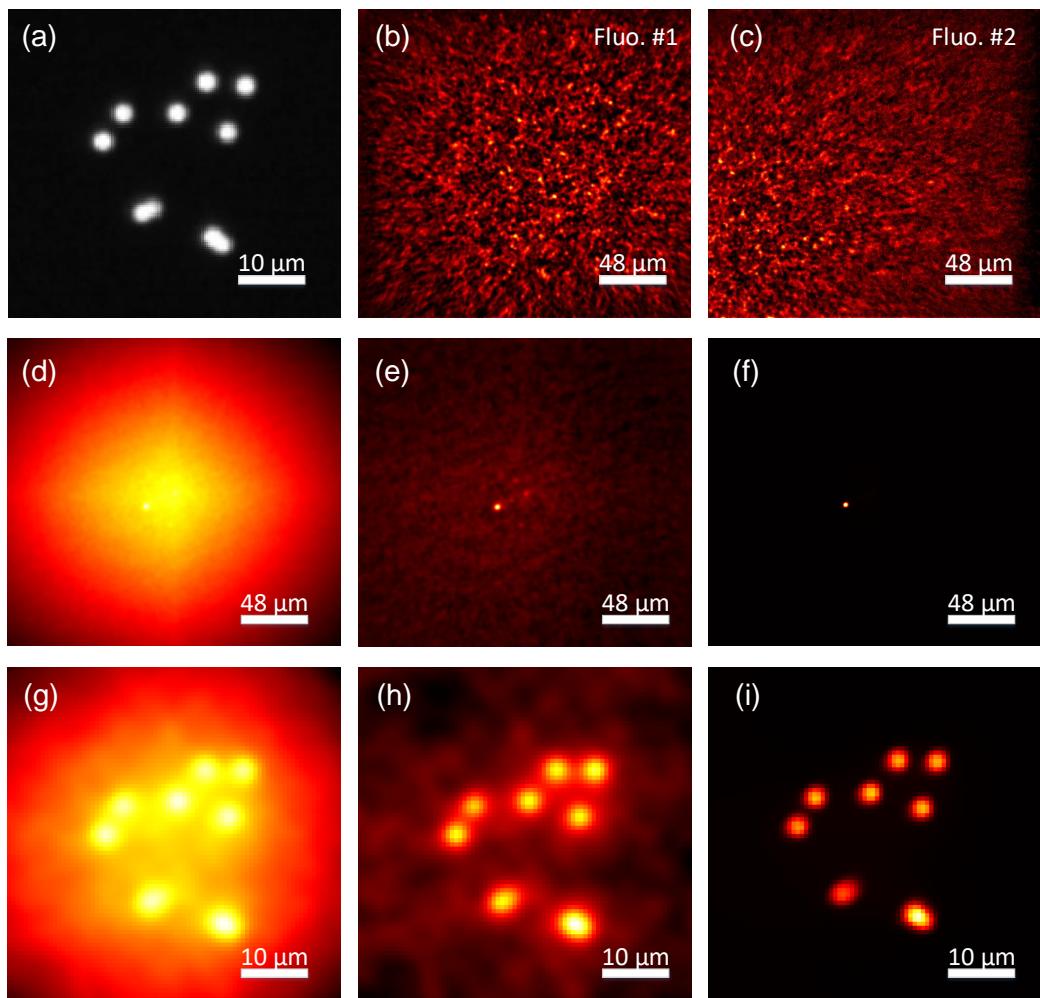


图 5.19 去卷积和互相关方法的对比结果

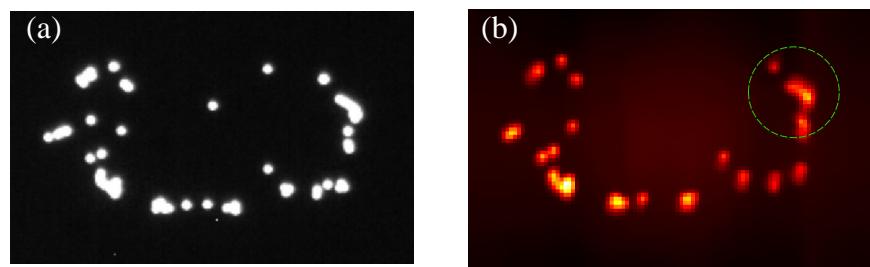


图 5.20 少量散斑照明时，稀疏目标的重建结果

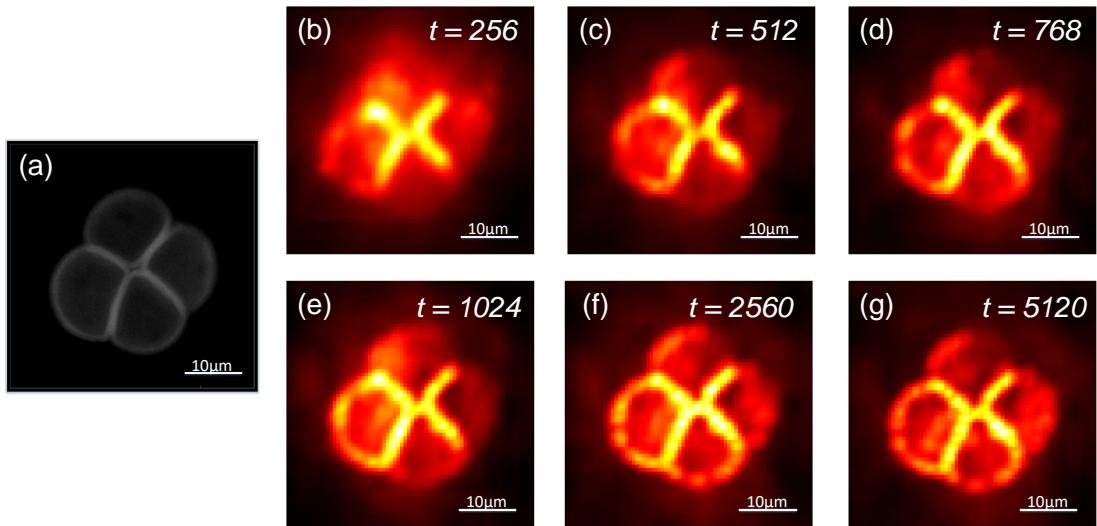


图 5.21 不同数量散斑照明时，连续目标的重建结果

和成像。本章所提出的非入侵透过散射介质成像方法也可利用 SLM 提供照明，实现成像无需重新聚焦，实验结果如图5.22所示。图5.22中，(a) 和 (c) 为分别无散射介质时，所获取的荧光目标的图像，(b) 和 (d) 为分别对应于 (a) 和 (c) 的非入侵成像重建结果。NMF 所估计的秩  $\rho$  分别为：14 和 53 对应 (b) 和 (d)。

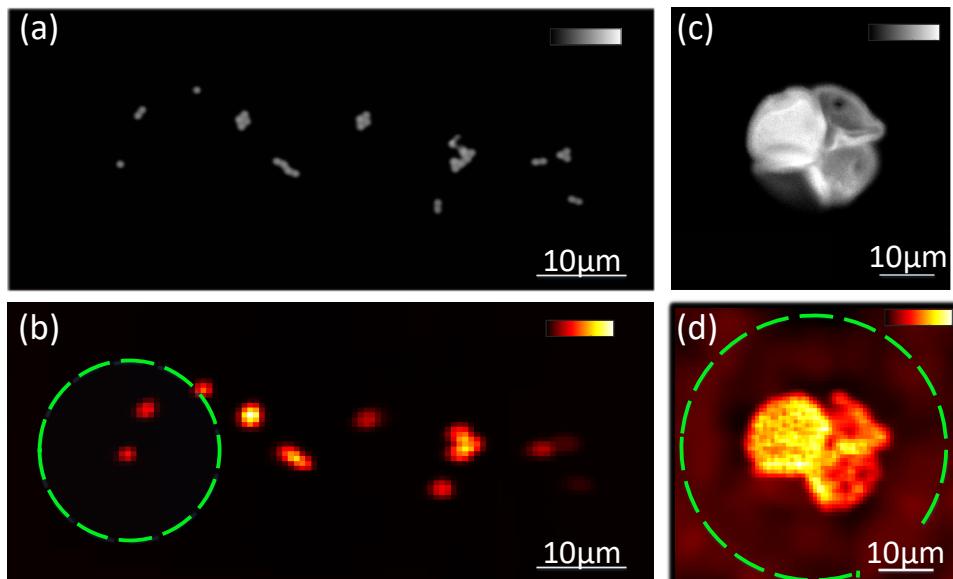


图 5.22 利用 SLM 提供随机照明时所重建的图像

## 5.4 本章小结

本章展示了一种非侵入性技术，可以使用随机照明从低对比度荧光散斑中恢复隐藏目标的图像，实验证明了该方法对于稀疏目标和复杂连续目标的适用性。该方法

既不依赖弹道光也无需波前整形，适用于各种散射介质和物体。该技术为强散射介质中进行深度荧光成像开辟了一条有希望的途径。有必要强调的是，我们的方法与以前的自相关方法<sup>[22,24]</sup>相比，对于非稀疏连续目标的重建效果大大提升。最后，它可以推广到广泛的非相干对比度机制和照明方案。

本章所解决的问题，超 OME 范围成像，但是不同 OME 范围之间互相存在重叠区域。在实际生物医学成像中会遇到更复杂的情况，多目标位于多个 OME 范围，且多个 OME 范围无重叠，此问题更具有挑战性，我们将在下一章节中进行展开讨论。



## 第六章 基于多帧散斑照明的散射介质多 OME 范围成像

在前面章节中，我们对基于 OME 卷积成像模型进行了介绍，通过数值仿真和实验验证的方式对散斑自相关的基本成像原理进行研究。研究了不同相位恢复算法的特点实现透过散射介质彩色成像，同时基于散斑的之间相的关性提出了新型的非入侵透过散射介质成像方法。在第五章节中，我们所提出的方法能够有效的恢复超出 OME 范围的目标，实现了对于扩展目标的非入侵成像。然后，如何有效的实现透过散射介质多 OME 范围成像仍具有挑战性，以上的方法都具有各自的局限性，无法有效地解决透过散射介质的多 OME 范围成像。

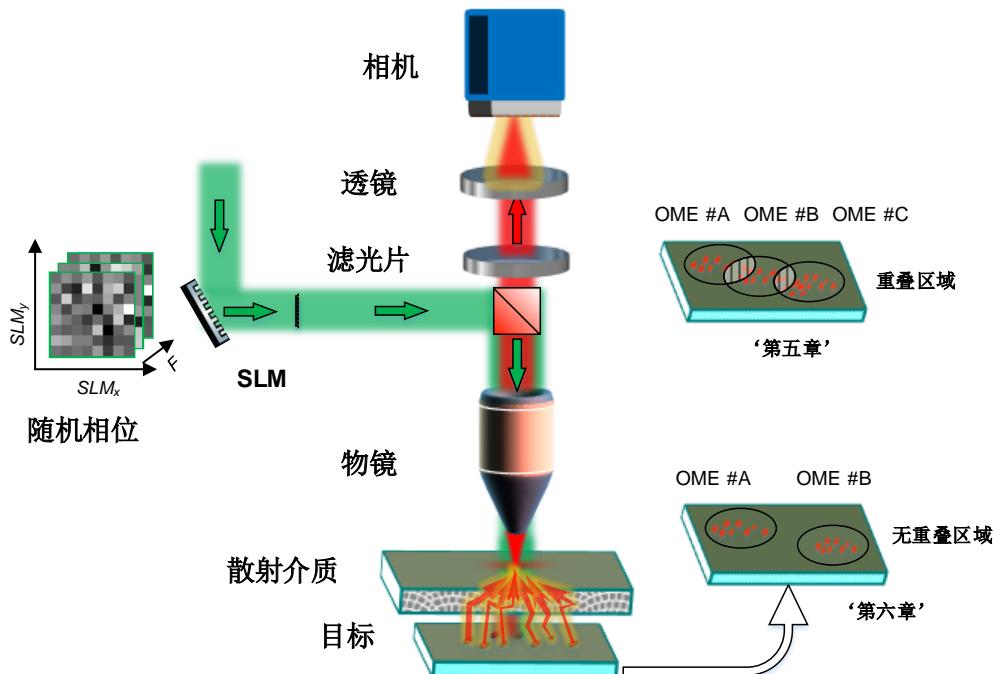


图 6.1 多帧散斑照明的散射多 OME 范围成像示意图

针对透过散射介质进行多 OME 范围成像问题已经进行多年，目前已有的方法可以大致分为以下三个方面：第一，利用散射介质的空间去相关特性，对系统的 PSF 进行预标定，实现不同景深或者不同视场的图像拼接；第二，利用参考目标或者放置点源目标的方式，然后从复杂信号中提取目标信息并进行图像重建；第三，测量光学传输矩阵，获得更大范围光场的控制，进而实现大视场扫描成像。利用散射介质的先验信息、放置参考目标的方式或者测量光学传输矩阵方法，虽然在一定程度上实现了透过散射介质的大视场或者多 OME 范围成像，但是难以在非入侵的条件下进行实

施。与第五章节中所展示的结果不同，本章我们重点研究当空间存在多个多 OME 范围，且多 OME 范围之间完全不相关，如何实现透过散射介质多 OME 范围成像。受到第五章节方法的启发，我们可以通过随机照明的方式，获得系统中不同点光源的散斑指纹，但是当有效的获取散斑指纹后该如何进行重建将在接下来部分进行讨论。同时受到机器学习、图像分类和模式识别相关工作的启发，我们提出了一种非入侵透过散射介质多 OME 范围成像方法，利用随机照明的方式获得散斑图案进行去混叠获得散斑指纹，对散斑指纹进行分类，并最终实现了透过散射介质的多 OME 范围成像。我们的方法特点在于：(i) 只需散斑照明；(ii) 无需相位恢复；(iii) 与散斑自相关成像方法相比，能够更好的重建图像，具有较高的图像分辨率。

由于目前针对于散射成像的研究方向更倾向于与生物成像交叉的方向，同时荧光成像方式在生物成像方面有着更多的应用，因此本章所描述的成像方法及成像构架均以荧光目标成像为章节主线。然后，我们所提出的方法同样能够扩展至拉曼和多光子成像等领域。

## 6.1 基于多帧散斑照明的散射介质多 OME 范围成像基本原理

### 6.1.1 多 OME 范围数学模型

成像系统如图6.1所示，当激光通过 SLM 时，入射激光被添加了随机相位实现调制，进而利用随机散斑照明目标后，目标产生自身的激发光，激发光传播并通过散射介质，产生散斑最终被相机所接收，此时相机所获得的散斑为不同散斑指纹的非相干总和。此外，OME 范围内的独立点光源将在相机上产生相关但平移的散斑指纹<sup>[23]</sup>，而 OME 范围外的点光源将产生完全不相关的散斑指纹。对于给定的散斑照明，捕获的图像  $I_{fluo}$  可以表示为具有不同权重的散斑指纹的线性叠加。因此，相机图像  $I_{fluo}$  由下式给出：

$$I_{fluo}(r, t) = \sum_{k=1}^P w_k(r) h_k(t), \quad (6-1)$$

其中， $I_{fluo}(r, t)$  为对应于第  $t$  次照明时相机所接收到低对比度散斑， $r$  为空间坐标， $w_k(r)$  为第  $k$  个独立点光源所对应的散斑指纹， $h_k(t)$  为第  $t$  次照明时第  $k$  个独立点光源所接收到的激光光的强度， $P$  为系统中独立点光源的数量。

在此成像模型下，假设不同 OME 范围的 PSF 已知，图像可以通过简单的去卷积过程进行重建。但是在实际生物成像应用中，获取系散射介质的 PSF 往往难度较大或者难以实现。受到第五章节方法的启发，我们对获得的散斑图像序列利用 NMF 算法进行去混叠，进而获得不同点光源的散斑指纹。然后，在获得散斑指纹后，如何进

行图像重建将是本章的重点。由于去混叠部分与第五章节所展示的部分完全相同，所以在此处不进行重复描述。

在此，假设我们的系统中存在目标 A 和目标 B，它们分别位于不同的 OME 范围。因此，公式 (6-1) 可以写为：

$$I_{fluo}(r, t) = \sum_{k=1}^P w_k^A(r) h_k^A(t) + \sum_{k=1}^P w_k^B(r) h_k^B(t), \quad (6-2)$$

其中， $w_k^A$  和  $w_k^B$  分别代表来自目标 A 和目标 B 的散斑指纹。

假设可以将公式 (6-1) 表示为公式 (6-2) 的形式，目标 A 和 B 分别可以利用第五章节所呈现的方法进行重建。当进行去混叠步骤后， $w_k^A$  和  $w_k^B$  被获取，探索不同指纹之间的相关性，将有助于图像重建。受到 OME 启发，OME 范围内的独立点光源的散斑指纹之间相关但是之间具有平移<sup>[23]</sup>，而 OME 范围外的点光源散斑指纹完全不相关。在空间域的位移，在傅里叶域来看的话，空间的平移对应于频域的斜坡相位，即：

$$\mathcal{F}(w_i^A) = \mathcal{F}(w_j^A) * \exp[i\phi_{ramp}] \quad (6-3)$$

对公式 (6-3) 两边同时求绝对值（同傅里叶振幅），即：

$$\text{abs}\{\mathcal{F}(w_i^A)\} = \text{abs}\{\mathcal{F}(w_j^A) * \exp[i\phi_{ramp}]\} \quad (6-4)$$

其中， $\text{abs}$  表示求绝对值运算。

从公式 (6-4) 可知，位于同一 OME 范围内的点光源所对应的散斑指纹的傅里叶变换后，它们的傅里叶振幅接近相等，相关仿真结果如图6.2所示。图6.2中，(a) 和 (b) 为位于同一 OME 范围内，不同点光源的散斑指纹；(c) 和 (d) 分别为散斑 (a) 和 (b) 的傅里叶变换后的振幅显示；图 (e) 为 (c) 和 (d) 图中心切线的强度曲线；(f) 和 (g) 为位于同一 OME 范围内，不同点光源的散斑指纹；(h) 和 (i) 分别为散斑 (f) 和 (g) 的傅里叶变换后的振幅显示；图 (j) 为 (h) 和 (i) 图中心切线的强度曲线；图 (k) 为图 (c)、(d)、(h) 和 (i) 中心切线的强度分布图。由图6.2(k) 所显示的结果可知，曲线一和曲线二非常接近，曲线三和曲线四非常接近，曲线一、二和曲线三、四之间的差异较大，此结果证明了上部分的理论推导。

同 OME 范围的散斑在傅里叶域的傅里叶振幅信息极其接近，不同 OME 范围的散斑在傅里叶域的傅里叶振幅信息差异较大，此信息在后续的部分将被用来作为散斑分类的判定准则。但是，如何巧妙地设计散斑分类方法，也是问题的难点之一。当获取散斑指纹后，散斑之间的相关性和不同散斑在傅里叶域的振幅信息均可以被用来实现散斑分类。在接下来部分，我们将展示两类散斑分类方法：其一，利用散斑直接的互相关信息实现分类；其二，利用散斑傅里叶振幅信息结合多尺度缩放算法进行分类。多帧散斑照明的散射多 OME 范围重建算法如下算法2所示：

**Algorithm 2:** 多帧散斑照明的散射多 OME 范围成像重建算法

**Input:** 系列散斑图案,  $I_{fluo}(r, t)$ .

**Output:** 隐藏目标的图像,  $O^{Global}$ .

从系列数据集  $I_{fluo}(r, t)$  估计系统的秩 ( $\rho$ ).

通过去混叠算法恢复散斑指纹 ( $w_i$ ).

散斑指纹 ( $w_i$ ) 分类.

FBR 重建.

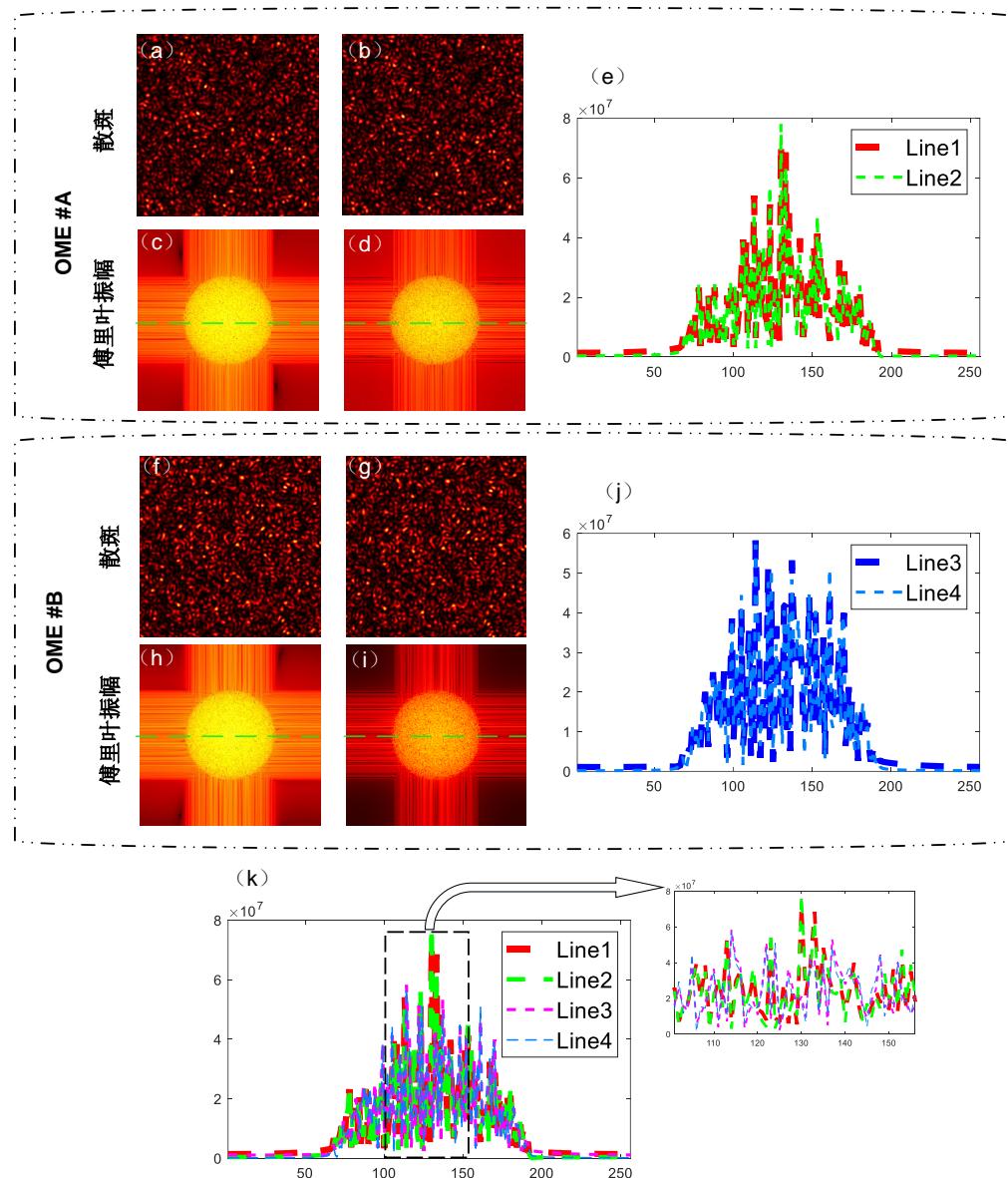


图 6.2 不同 OME 范围散斑指纹之间傅里叶振幅信息探索

在接下来部分，我们将详细描述散斑分类方法。

### 6.1.2 基于散斑相关特性散斑分类方法

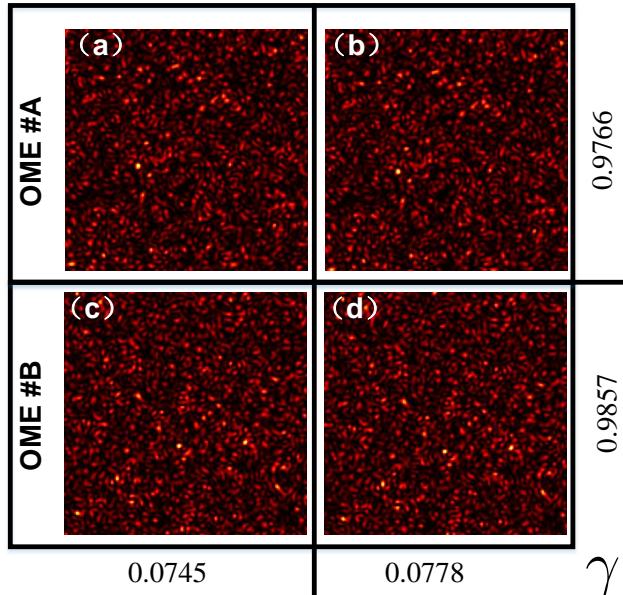


图 6.3 不同 OME 范围散斑指纹间相关性探索

由于同 OME 范围内的散斑指纹具有相关性且空间表现为平移，不同 OME 范围的散斑指纹不相关。受到机器学习图像分类方法的启发，如果我们能获得参考图案作为标准，进行不同散斑的分类，此散斑分类问题将得到有效地解决。由于实际问题中，难以获得散射介质的先验知识或者参考图案，该方法难以实施。但是，当获得散斑指纹后，可以随机的选取  $k$  个散斑作为参考散斑进行初次分类，然后相应的迭代，进而实现最终的散斑分类。此时设定判定标准，当散斑指纹与参考散斑之间的相关大于阈值且相互之间具有空间平移特点，该散斑指纹与参考散斑属于同一 OME 范围；当散斑之间的相关系数小于阈值或者之间不具空间平移特性时，它们属于不同的 OME 范围。此处，获取散斑指纹与参考散斑之间相关系数的公式为：

$$\gamma(\mu, \nu) = \frac{\sum_{x,y} [w(x, y) - \bar{w}_{\mu, \nu}] [t(x - \mu, y - \nu) - \bar{t}]}{\{\sum_{x,y} [w(x, y) - \bar{w}(x, y)]^2 \sum_{x,y} [t(x - \mu, y - \nu) - \bar{t}]^2\}^{0.5}} \quad (6-5)$$

其中， $w$  为散斑指纹， $\bar{t}$  为参考图案的平均值， $\bar{w}_{\mu, \nu}$  为参考图案区域中  $w(x, y)$  的平均值。为了进行探索不 OME 范围散斑指纹之间相关系数特点，我们进行了相应的仿真，结果如图6.3所示。在图6.3中，位于 OME#A 内散斑 (a) 和 (b) 之间的最大相关系数为：0.9766；位于 OME#A 内散斑 (a) 和位于 OME#B 散斑 (c) 之间的最大相关系数为：0.0745；位于 OME#A 内散斑 (b) 和位于 OME#B 散斑 (c) 之间的最大相关系数为：0.0778；位于 OME#B 内散斑 (c) 和位于 OME#B 散斑 (d) 之间的最大相关系数为：

0.9857。由以上结果可知，位于同一 OME 范围内的散斑指纹之间的相关系数的最大值往往较高，大于 0.1；位于不同 OME 范围内的散斑之间的相关系数的最大值值较小，通常小于 0.1。

于是，在我们所提出的散斑分类方法中将相关系数的最大值作为判据，该阈值为 0.1。换而言之， $\gamma(\mu, \nu)$  的最大值  $\arg_{\max}\{\gamma(\mu, \nu)\}$ ，该值作为判断散斑指纹与参考散斑之间是否属于同一 OME 范围的标准，即，当  $\arg_{\max}\{\gamma(\mu, \nu)\} \geq 0.1$  时，该散斑指纹与参考散斑属于同一 OME 范围；当  $\arg_{\max}\{\gamma(\mu, \nu)\} < 0.1$  时，它们属于不同的 OME 范围。

### 6.1.3 基于多维缩放算法的散斑分类方法

受到机器学习和机器视觉相关方法的启发，本小节将会利用多维缩放（Multidimensional scaling, MDS）方法进行散斑分类。MDS 是对象集之间距离或差异的直观表示。Warren S. Torgerson 首先提出了 MDS 方法并创造了该术语<sup>[124]</sup>。对象可以是颜色、面孔、地图坐标或任何类型的真实体或概念体。与不太相似（或距离较长）的对象相比，更相似（或距离更短）的对象在图上更靠近。该图可能由  $p = 1$ 、 $p = 2$  或  $p = 3$  甚至更多维度组成。MDS 现在被广泛应用于市场营销、社会学、物理学、政治学和生物学<sup>[125]</sup>。

从技术角度来说，MDS 实现散斑图像分类的关键在于如何定量化描述不同散斑之间的相似度，如何将相似度用空间距离的形式进行表示。如上部分所证明，同一 OME 范围内的散斑在傅里叶域的振幅信息非常接近。当不同的散斑的傅里叶振幅信息相近时，我们定义它们之间的距离越近；当它们的傅里叶振幅信息差异较大时，它们之间的距离越远。当获得任何两个散斑指纹之间的空间距离后，该距离信息可以表示为矩阵  $D$ 。需要注意的是，用来评价傅里叶振幅信息相似程度的函数为：

$$\Gamma = \frac{\sum_m \sum_n (A_{mn} - \bar{A})(B_{mn} - \bar{B})}{\sqrt{(\sum_m \sum_n (A_{mn} - \bar{A}))^2 (\sum_m \sum_n (B_{mn} - \bar{B}))^2}} \quad (6-6)$$

其中， $A$  和  $B$  为散斑指纹傅里叶振幅信息； $\bar{A}$  为  $A$  的平均值； $\bar{B}$  为  $B$  的平均值。

以上所描述的流程可以简化为：

1. 将  $P$  个散斑指纹分配给  $P$  维空间中的任意坐标；
2. 计算所有点对之间的距离，形成  $D$  矩阵；
3. 通过评估应力函数，即将  $\hat{D}$  矩阵与输入  $D$  矩阵进行比较。值越小，两者的对应关系越大；
4. 调整每个点的坐标到最大应力的最佳方向；
5. 重复步骤 2 到 4，直到压力不再降低；

MDS 中的压力函数为：

$$\text{stress}_{[u_1, u_2, \dots, u_r]} = \left( \sum_{i \neq j=1, \dots, r} (d_{ij} - \|u_i - u_j\|) \right)^{1/2} \quad (6-7)$$

其中， $d_{ij}$  为矩阵  $D$  中的元素。

为了直观的展示散斑分类方法 II；我们进行了相应的仿真，仿真结果如图6.4所示。在图6.4中，图6.4(a) 为计算不同散斑指纹之间傅里叶域振幅信息的相似程度，并将其转换为矩阵  $D$ ；图6.4(b) 为将矩阵  $D$  输入 MDS 算法，进行优化并且可视化显示空间距离的结果。由图6.4(a) 可以明显看出，此时我们的散斑数据按照不同的 OME 范围进行排列，然后在实际应用中难以获得此类数据。所获得散斑指纹往往无规律排列，为了验证当我们获得无规律的散斑指纹时，该方法的有效性，我们进行了仿真验证，验证结果如图6.4(c) 和 (d) 所示。从图6.4(c) 可以看出，此时的散斑指纹排列杂乱无序，更符合实际应用情况；从6.4(d) 可以看出，在此种杂乱无序的散斑指纹序列中，基于 MDS 散斑分类方法仍然有效。

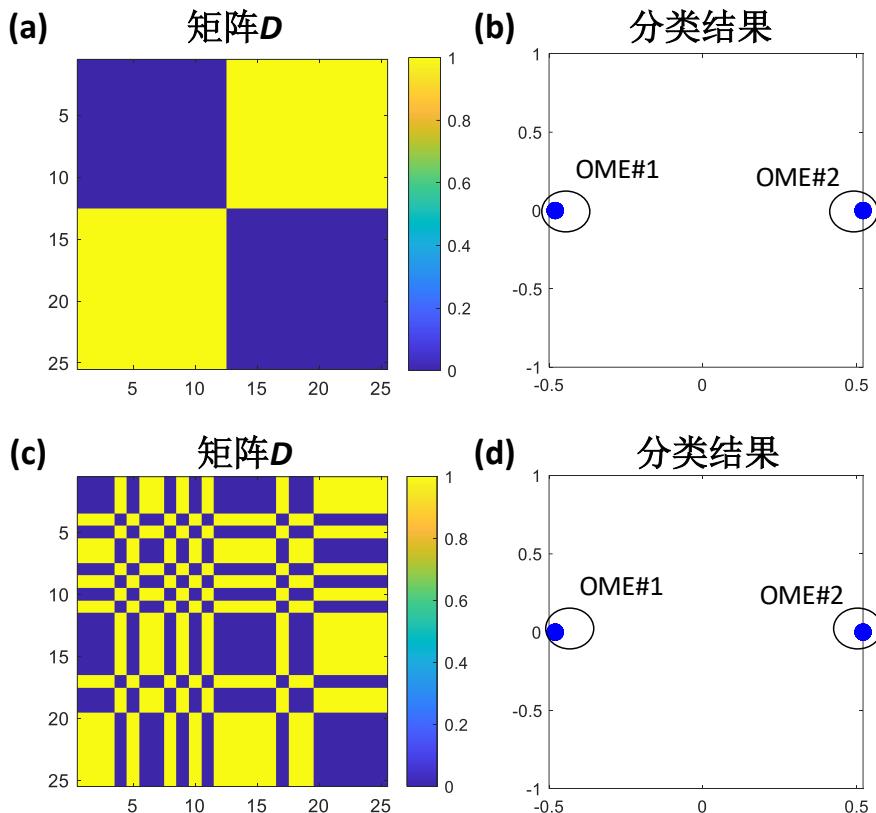


图 6.4 基于 MDS 的散斑分类仿真结果

在以上两小节中，我们对两种散斑分类方法原理进行阐述，并进行了相关的仿真，验证了它们的有效性。在接下来部分，我们将对成像过程进行相关验证。

## 6.2 多 OME 范围成像仿真结果与分析

上一节我们讨论了两种不同的散斑分类方法，仿真证明了散斑分类方法的有效性。在接下来部分，我们将对不同 OME 范围目标重建进行验证。首先，我们对散斑分类方法 I 进行仿真验证，仿真结果如图6.5所示。在图6.5中，(a) 为进行去混叠后的散斑指纹；(b) 为不同 OME 范围的参考散斑；(c) 为进行散斑分类后的两组散斑；(d) 为分别不同 OME 范围图像重建结果；(e) 为未执行散斑分类操作所获得的重建结果。对比图6.5(d) 和 (e) 结果，可知执行散斑分类后重建图像可以有效的重建目标，未进行散斑分类的重建图案为混叠图案。从图6.5所示的结果来看，散斑分类方法能够有效的对图像进行分类，分类后的重建步骤便可以利用第五章节中的重建方法。

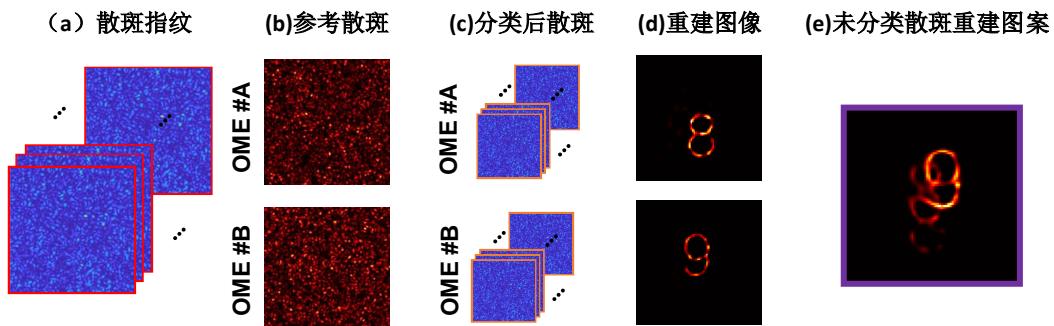


图 6.5 多 OME 范围成像仿真结果

如图6.5所示结果，当实现散斑分类后，我们便可以有效地重建图像。针对于上部分所描述的散斑分类方法 II，将在下部分进行散斑分类的有效性验证。首先，我们仿真生成两个 OME 范围的不同点光源的散斑指纹，按照上部分所描述的方法，计算不同散斑之间的距离，此距离可以视为散斑的相似程度，转化为距离矩阵  $D$ ，将矩阵  $D$  输入 MDS 算法，然后获得最终的空间优化结果，双 OME 范围的基于 MDS 散斑分类仿真结果如图6.6(a) 所示。从图6.6(a) 可以看出，我们所提出的散斑分类方法能够有效地实现散斑图像分类，对分类后的散斑进行图像重建，重建结果也在图中分别进行展示。为了进一步测试对于多 OME 范围情况下散斑分类的有效性，我们仿真生成三 OME 的不同点光源的散斑指纹利用 MDS 算法进行分类，其结果如图6.6(b) 所示，我们可以看出能够有效的进行散斑分类并进行图像重建。由图6.6可知，我们所提出的基于 MDS 的散斑分类方法能够有效地实现散斑分类。当实现散斑分类后，只需要利用第五章节所呈现的 FBR 算法进行重建图像，其流程类似于图6.5所示。为了测试该方法对于复杂目标的重建的有效性，仿真结果如图6.7所示。在图6.7所展示的结果中，仿真系统中同时拥有四个目标，数字目标“1、2、3 和 4”且位于不同的 OME 范围，在仿真中利用随机照明的方式同时对所有目标照明，并记录不同照明时的散斑图案。获得散斑图案后，进行去混叠操作，然后利用本章所提出的散斑分类方

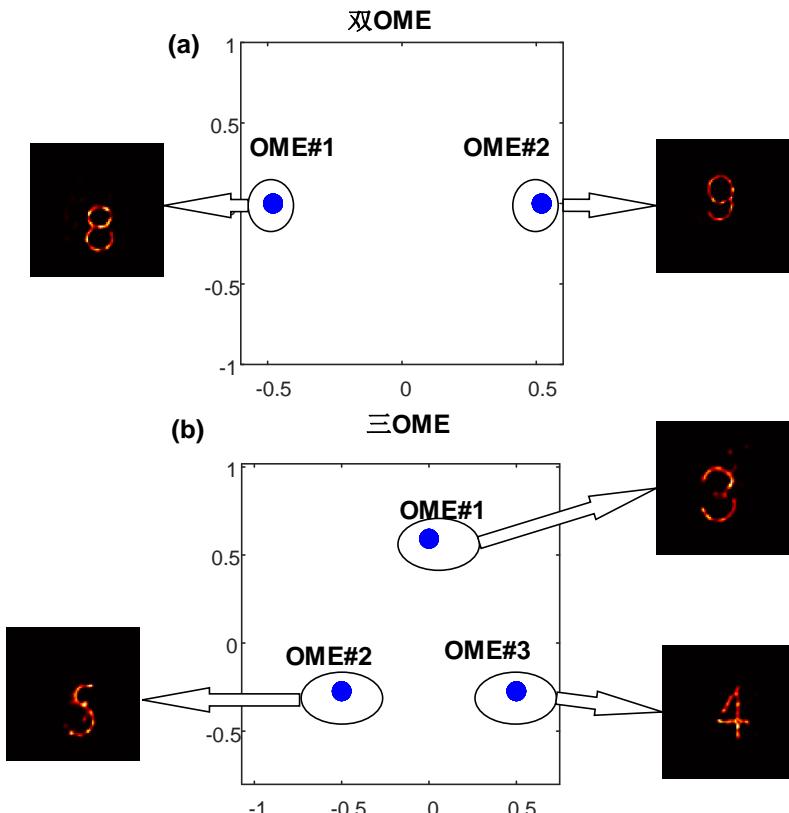


图 6.6 基于 MDS 散斑分类多 OME 散射成像仿真结果

法进行散斑分类，再对分类后的散斑分别进行图像图像重建，即对不同 OME 范围的目标进行重建，其重建结果如图6.7所示。在图6.5和图6.7所示结果中，当去混叠后获得不同散斑指纹，未对去混叠的散斑指纹进行散斑分类操作，所获得的最终重建结果如图6.5(e) 所示，不同 OME 范围的图像重叠，无法成功重建目标。当使用散斑分类方法后，其重建结果如图6.5(d) 和图6.7所示，能够分别成功显示不同 OME 范围的图像。在图6.7所示结果中，多 OME 范围情况下，本章所提出的图像重建方法仍然能够成功同时重建不同 OME 范围内的图像。

### 6.3 讨论

散斑分类方法的核心在于如何将散斑之间的相似性进行量化，量化后如何采用合适算法或者分类框架实现分类，即信息的有效利用。散斑之间的相似信息不仅存在于散斑空间相关性、傅里叶域振幅信息的相似性，同时也存在散斑颗粒大小的相似性。当成像系统一定时，同一波长照明时，所获的散斑颗粒尺寸相同，不同波长照明时对应不同的散斑颗粒，此特性有潜力应用在不同的光谱指纹散斑分类。如当散射成像系统一定时，目标在不同深度时，此时不同深度点光源所产生散斑指纹的散斑颗粒

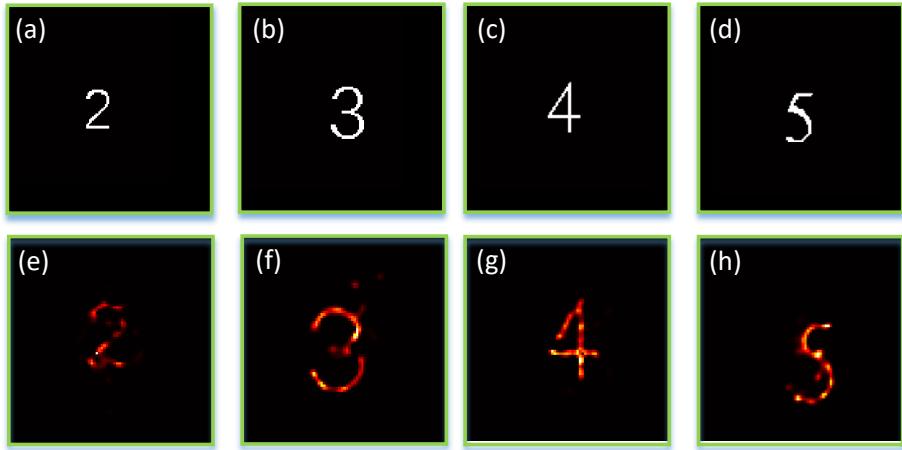


图 6.7 多 OME 范围成像仿真结果

具有差异性，此特性也可应用于透过散射介质的 3D 成像。

#### 6.4 本章小节

针对基于 OME 卷积成像模型多 OME 范围成像受限问题，本章我们提出了一种基于散斑分类的多 OME 散射成像方法。与在第五章节中所解决问题不同，此方法针对于多个 OME 范围，且各个 OME 范围之间无相关性。研究并探索散斑指纹之间的隐藏信息，通过两种不同的方法进行散斑分类并实现多 OME 范围的散斑成像。相较于已有的散射成像方法，本章所提出的多 OME 范围散射成像方法，不仅可以实现 XY 平面多 OME 范围成像，而且可以扩展至 XYZ 三维多 OME 范围成像，同时也又潜力扩展至透过散射介质光谱成像。其核心思想在于对散斑信息的发掘利用，在不同维度的探索，将更大限度地推动散射成像在众多领域地应用。当目标被照亮时，所有的信息被存储在散斑中，如何有效地隐藏信息，挖掘隐藏信息将是未来散射成像的重点。

## 第七章 总结和展望

### 7.1 全文总结

本文深入研究了现有的基于OME散射成像方法，针对目前散射成像存在的问题，如：散射彩色成像困难、视场受限和多目标视场混叠等问题，进行了相关的深入研究，在一定程度上解决了目前所遇到的问题。在无需借助波前整形的前提下，通过计算的方法实现了透过散射介质彩色成像，解决了散射成像视场受限问题。在解决散射成像视场受限的基础上，着眼解决实际生物成像中遇到的多目标问题（即：多OME范围问题），提出了基于散斑分类的多帧散斑照明的多OME范围成像方法，一定程度的解决了该问题，实现了散射多目标成像。值得强调的是：我们首次提出了基于时变随机照明的透过散射介质超OME范围非入侵成像方法，该方法极大了解决了散射成像视场受限问题。本文所完成的主要具体工作如下：

(1) 首先从理论出发，分析并研究了基于光谱传输矩阵的光谱重建方法和散斑自相关成像技术，分别对它们进行了验证；通过数字仿真和实验验证的方式证明了基于光谱传输矩阵的光谱重建方法和散斑自相关成像技术的有效性；其次，将光谱传输矩阵方法扩展至空间域，实现透过散射介质成像；

(2) 提出了一种基于三阶相关相位恢复的彩色成像方法。该项共工作的核心在于：三阶相关相位恢复和振幅恢复步骤的相互独立性，实现了透过散射介质彩色成像。相较于传统的透过散射介质彩色成像方法，该方法无需目标的先验知识和波前优化，在时效性方面更具优势。同时，该方法能够与传统的光谱成像方法进行有效的结合，实现透过散射介质的光谱成像。但是需要注意的是，对于复杂目标，该方法需要借助参考目标实现不同彩色通道或者光谱通道目标的相对位置确定；

(3) 提出了一种基于时变随机照明的透过散射介质的超光学记忆效应范围非入侵成像方法。该方法利用去混叠算法对多帧散斑进行去混叠，获得不同点光源的散斑指纹，然后通过成对去卷积的方式实现了透过散射介质的超光学记忆效应图像重建。

(4) 提出了一种基于多帧散斑照明的散射介质多光学记忆效应范围成像方法。该方法首先通过去混叠算法对多帧散斑进行去混叠获取不同点光源的散斑指纹，然后利用散斑分类方式对散斑指纹进行分类，最后利用成对去卷积的方式对多光学记忆效应范围分别进行图像重建。该方法具有在时间维光学记忆效应和光谱维光学记忆应用的潜力。

## 7.2 研究展望

综合相关文献及报道来看，散射成像技术有以下重点、难点亟需突破：1) 波前整形技术的实时性仍需进一步提高，在实际应用过程中，散射介质往往具有时变特性，难以实现透过动态散射介质成像，可采用一种快速且准确的光学传输矩阵测量方法，实现透过动态散射介质聚焦或成像；2) 目前的大部分波前整形技术的能量利用率较低，可设计一种能量利用率高且便于操控的波前整形技术，在更高能量利用率且快速的前提下实现透过散射聚焦；3) 目前已有的波前整形技术无法实现透过散射介质的实时观测，需要设计一种无需重建过程的透过散射介质成像方法，如通过光学补偿的方式实现透过散射介质的实时成像；4) 目前基于散斑相关成像方法的成像范围受限于 OME，拓展 OME 的范围是未来研究的趋势，如通过研究散射介质的物理特性，利用介质自身物理特性（开通道和闭通道）实现 OME 的拓展，从而实现透过散射介质大视场成像；5) 所有的基于点扩展函数工程的透过散射介质成像技术都需要提前测量系统的点扩展函数，如何实现无须测量点扩展函数实现成像是未来的研究难点。

除了解决上述难点问题以外，透过散射介质成像未来较有意义的研究方向为：1) 如何实现介质内的快速聚焦或成像，这将对生物医学观测或疾病检测具有重要意义；2) 目前的部分研究结果表明，大气或云雾等自然界复杂介质具有散射特性，研究大气或云雾等复杂介质形成散斑的条件，实现透过自然界复杂介质成像对远距离探测和信息感知具有重要意义；3) 目前大部分透过散射介质成像的方法只能实现单一物理量的探测，如何通过单帧散斑实现多物理量的探测，对目标信号的探测、识别和分辨具有重要意义；4) 随着微纳加工技术的进一步发展，通过定制散射介质实现定制成像，将会对新型化、小型化和集成化的探测成像系统的发展具有深远意义；5) 随着深度学习和人工智能技术的发展，可将人工智能技术引入到散射成像，通过少量先验知识或通过先验知识迁移的方式实现透过散射介质成像。如何有效的挖掘散斑包含的介质特性信息和目标的多样性所带来的散斑差异，将会有助于我们更好的利用散射现象，让散射成为我们可控的一种有效工具。

## 参考文献

- [1] ROBERT H, ALLESTRY J M A J. Micrographia, Or, Some Physiological Descriptions of Minute Bodies Made by Magnifying Glasses ?with Observations and Inquiries Thereupon /By R. Hooke[M]. [S.I.] : Sagwan Press, 2015.
- [2] ABBE E. Beiträge zur Theorie des Mikroskops und der mikroskopischen Wahrnehmung[J]. Archiv für Mikroskopische Anatomie, 1873, 9(1) : 413 – 468.
- [3] LICHTMAN J W, CONCHELLO J A. Fluorescence microscopy[J]. Nature Methods, 2005, 2(12) : 910 – 919.
- [4] GOODMAN J W. Some fundamental properties of speckle[J]. Journal of the Optical Society of America, 1976, 66(11) : 1145.
- [5] NTZIACHRISTOS V. Going deeper than microscopy: the optical imaging frontier in biology[J]. Nature Methods, 2010, 7(8) : 603 – 614.
- [6] VELLEKOOP I M, MOSK A P. Focusing coherent light through opaque strongly scattering media[J]. Optics Letters, 2007, 32(16) : 2309.
- [7] DERODE A, ROUX P, FINK M. Robust Acoustic Time Reversal with High-Order Multiple Scattering[J]. Physical Review Letters, 1995, 75(23) : 4206 – 4209.
- [8] DRAEGER C, FINK M. One-Channel Time Reversal of Elastic Waves in a Chaotic 2D-Silicon Cavity[J]. Physical Review Letters, 1997, 79(3) : 407 – 410.
- [9] LEITH E N, UPATNIEKS J. Holographic Imagery Through Diffusing Media[J]. JOSA, 1966, 56(4) : 523 – 523.
- [10] FINK M, PRADA C. Acoustic time-reversal mirrors[J]. Inverse Problems, 2001, 17(1) : R1 – R38.
- [11] YAQOOB Z, PSALTIS D, FELD M S, et al. Optical phase conjugation for turbidity suppression in biological samples[J]. Nature Photonics, 2008, 2(2) : 110 – 115.
- [12] PAURISSE M, HANNA M, DRUON F, et al. Phase and amplitude control of a multimode LMA fiber beam by use of digital holography[J]. Optics Express, 2009, 17(15) : 13000 – 13008.
- [13] CUI M, YANG C. Implementation of a digital optical phase conjugation system and its application to study the robustness of turbidity suppression by phase conjugation[J]. Optics Express, 2010, 18(4) : 3444 – 3455.
- [14] LHERMITE J, SURAN E, KERMENE V, et al. Coherent combining of 49 laser beams from a multiple core optical fiber by a spatial light modulator[J]. Optics Express, 2010, 18(5) : 4783 – 4789.

- [15] VELLEKOOP I M, LAGENDIJK A, MOSK A P. Exploiting disorder for perfect focusing[J]. *Nature Photonics*, 2010, 4(5): 320–322.
- [16] CHOI Y, YANG T D, FANG-YEN C, et al. Overcoming the Diffraction Limit Using Multiple Light Scattering in a Highly Disordered Medium[J]. *Physical Review Letters*, 2011, 107(2): 023902.
- [17] BONIFACE A, BLOCHET B, DONG J, et al. Non-invasive light focusing in scattering media using speckle variance optimization[J]. *Optica*, 2019, 6(11): 1381.
- [18] POPOFF S M, LEROSEY G, CARMINATI R, et al. Measuring the transmission matrix in optics: An approach to the study and control of light propagation in disordered media[J]. *Physical Review Letters*, 2010, 104(10): 1–4.
- [19] PETREANU L, HUBER D, SOBCZYK A, et al. Channelrhodopsin-2-assisted circuit mapping of long-range callosal projections[J]. *Nature Neuroscience*, 2007, 10(5): 663–668.
- [20] VELLEKOOP I M, AEGERTER C M. Scattered light fluorescence microscopy: imaging through turbid layers[J]. *Optics Letters*, 2010, 35(8): 1245.
- [21] KATZ O, SMALL E, SILBERBERG Y. Looking around corners and through thin turbid layers in real time with scattered incoherent light[J]. *Nature Photonics*, 2012, 6(8): 549–553.
- [22] BERTOLOTTI J, VAN PUTTEN E G, BLUM C, et al. Non-invasive imaging through opaque scattering layers[J]. *Nature*, 2012, 491(7423): 232–234.
- [23] FREUND I, ROSENBLUH M, FENG S. Memory effects in propagation of optical waves through disordered media[J]. *Physical Review Letters*, 1988, 61(20): 2328–2331.
- [24] KATZ O, HEIDMANN P, FINK M, et al. Non-invasive single-shot imaging through scattering layers and around corners via speckle correlations[J]. *Nature Photonics*, 2014, 8(10): 784–790.
- [25] HUANG D, SWANSON E A, LIN C P, et al. Optical coherence tomography[J]. *Science*, 1991, 254(5035): 1178–1181.
- [26] WEBB R H. Confocal optical microscopy[J]. *Reports on Progress in Physics*, 1996, 59(3): 427–471.
- [27] DENK W, STRICKLER J H, WEBB W W. Two-Photon Laser Scanning Fluorescence Microscopy[J]. *Science*, 1990.
- [28] HELMCHEN F, DENK W. Deep tissue two-photon microscopy[J]. *Nature Methods*, 2005, 2(12): 932–940.
- [29] ZHANG H F, MASLOV K, STOICA G, et al. Functional photoacoustic microscopy for high-resolution and noninvasive *in vivo* imaging[J]. *Nature Biotechnology*, 2006, 24(7): 848–851.
- [30] WANG L V. Multiscale photoacoustic microscopy and computed tomography[J]. *Nature Photonics*, 2009, 3(9): 503–509.
- [31] ALE A, ERMOLAYEV V, HERZOG E, et al. FMT-XCT: *in vivo* animal studies with hybrid

- fluorescence molecular tomography–X-ray computed tomography[J]. *Nature Methods*, 2012, 9(6) : 615 – 620.
- [32] RAZANSKY D, BUEHLER A, NTZIACHRISTOS V. Volumetric real-time multispectral optoacoustic tomography of biomarkers[J]. *Nature Protocols*, 2011, 6(8) : 1121 – 1129.
- [33] CONKEY D B, BROWN A N, CARAVACA-AGUIRRE A M, et al. Genetic algorithm optimization for focusing through turbid media in noisy environments[J]. *Optics Express*, 2012, 20(5) : 4840 – 4849.
- [34] BLOCHET B, BOURDIEU L, GIGAN S. Fast wavefront optimization for focusing through biological tissue (Conference Presentation)[C] // Adaptive Optics and Wavefront Control for Biological Systems III : Vol 10073. [S.I.] : SPIE, 2017 : 37 – 37.
- [35] SAHOO S K, TANG D, DANG C. Single-shot multispectral imaging with a monochromatic camera[J]. *Optica*, 2017, 4(10) : 1209 – 1213.
- [36] LI Y, XUE Y, TIAN L. Deep speckle correlation: a deep learning approach toward scalable imaging through scattering media[J]. *Optica*, 2018, 5(10) : 1181 – 1190.
- [37] 朱磊, 邵晓鹏. 散射成像技术的研究进展 [J]. 光子学报, 2020, 40(1) : 0111005.
- [38] BOHREN C F, HUFFMAN D R. Absorption and Scattering of Light by Small Particles[M]. [S.I.] : John Wiley & Sons, 2008.
- [39] WIKIPEDIA. Mie scattering[EB/OL]. [2002-04-15]. [https://en.wikipedia.org/wiki/Mie\\_scattering](https://en.wikipedia.org/wiki/Mie_scattering).
- [40] FISHER R A. Optical Phase Conjugation[M]. [S.I.] : Academic Press, 2012.
- [41] VORONIN S, IVAKHNIK V V, PETNIKOVA V M, et al. Compensation for phase distortions by three-frequency parametric interaction[J]. *Soviet Journal of Quantum Electronics*, 1979, 9(6) : 765.
- [42] BLOOM D M, BJORKLUND G C. Conjugate wave-front generation and image reconstruction by four-wave mixing[J]. *Applied Physics Letters*, 1977, 31(9) : 592 – 594.
- [43] YARIV A, PEPPER D M. Amplified reflection, phase conjugation, and oscillation in degenerate four-wave mixing[J]. *Optics Letters*, 1977, 1(1) : 16 – 18.
- [44] KRÁLIKOVÁ B, SKÁLA J, STRAKA P, et al. Image restoration in a highly non-steady-state regime of stimulated Brillouin scattering in a photodissociation iodine laser[J]. *Optics Letters*, 1997, 22(11) : 766 – 768.
- [45] KARAGULEFF C, CLARK G L. Optical aberration correction by real-time holography in liquid crystals[J]. *Optics Letters*, 1990, 15(14) : 820 – 822.
- [46] van PUTTEN E G, AKBULUT D, BERTOLOTTI J, et al. Scattering Lens Resolves Sub-100 nm Structures with Visible Light[J]. *Physical Review Letters*, 2011, 106(19) : 193905.

- [47] CUI M. Parallel wavefront optimization method for focusing light through random scattering media[J]. Optics Letters, 2011, 36(6) : 870 – 872.
- [48] CONKEY D B, PIESTUN R. Color image projection through a strongly scattering wall[J]. Optics Express, 2012, 20(25) : 27312 – 27318.
- [49] PARK J-H, YU Z, LEE K, et al. Perspective: Wavefront shaping techniques for controlling multiple light scattering in biological tissues: Toward *in vivo* applications[J]. APL Photonics, 2018, 3(10) : 100901.
- [50] LEMOULT F, LEROSEY G, de ROSNY J, et al. Manipulating Spatiotemporal Degrees of Freedom of Waves in Random Media[J]. Physical Review Letters, 2009, 103(17) : 173902.
- [51] LEROSEY G, ROSNY J D, TOURIN A, et al. Focusing Beyond the Diffraction Limit with Far-Field Time Reversal[J]. Science, 2007, 315(5815) : 1120 – 1122.
- [52] SHENG P, van TIGGELEN B. Introduction to Wave Scattering, Localization and Mesoscopic Phenomena. Second edition[J]. Waves in Random and Complex Media, 2007, 17(2) : 235 – 237.
- [53] POPOFF S M, LEROSEY G, FINK M, et al. Controlling light through optical disordered media: transmission matrix approach[J]. New Journal of Physics, 2011, 13(12) : 123021.
- [54] YOON J, LEE K, PARK J, et al. Measuring optical transmission matrices by wavefront shaping[J]. Optics Express, 2015, 23(8) : 10158 – 10167.
- [55] TRIPATHI S, PAXMAN R, BIFANO T, et al. Vector transmission matrix for the polarization behavior of light propagation in highly scattering media[J]. Optics Express, 2012, 20(14) : 16067 – 16076.
- [56] ANDREOLI D, VOLPE G, POPOFF S, et al. Deterministic control of broadband light through a multiply scattering medium via the multispectral transmission matrix[J]. Scientific Reports, 2015, 5(1) : 10347.
- [57] MOUNAIX M, ANDREOLI D, DEFIENNE H, et al. Spatiotemporal Coherent Control of Light through a Multiple Scattering Medium with the Multispectral Transmission Matrix[J]. Physical Review Letters, 2016, 116(25) : 253901.
- [58] DONG J, KRZAKALA F, GIGAN S. Spectral Method for Multiplexed Phase Retrieval and Application in Optical Imaging in Complex Media[C] // ICASSP 2019 - 2019 IEEE International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing (ICASSP). 2019 : 4963 – 4967.
- [59] BONIFACE A, DONG J, GIGAN S. Non-invasive focusing and imaging in scattering media with a fluorescence-based transmission matrix[J]. Nature Communications, 2020, 11(1) : 6154.
- [60] PARK H, CROZIER K B. Multispectral imaging with vertical silicon nanowires[J]. Scientific Reports, 2013, 3(1) : 2460.
- [61] STEWART J W, AKSELROD G M, SMITH D R, et al. Toward Multispectral Imaging with Col-

- oidal Metasurface Pixels[J]. Advanced Materials, 2017, 29(6) : 1602971.
- [62] PÉGARD N C, LIU H-Y, ANTIPA N, et al. Compressive light-field microscopy for 3D neural activity recording[J]. Optica, 2016, 3(5) : 517.
- [63] HOLEKAMP T F, TURAGA D, HOLY T E. Fast Three-Dimensional Fluorescence Imaging of Activity in Neural Populations by Objective-Coupled Planar Illumination Microscopy[J]. Neuron, 2008, 57(5) : 661–672.
- [64] OSNABRUGGE G, HORSTMAYER R, PAPADOPOULOS I N, et al. Generalized optical memory effect[J]. Optica, 2017, 4(8) : 886–892.
- [65] JUDKEWITZ B, HORSTMAYER R, VELLEKOOP I M, et al. Translation correlations in anisotropically scattering media[J]. Nature Physics, 2015, 11(8) : 684–689.
- [66] AKKERMANS E, MONTAMBAUX G. Mesoscopic Physics of Electrons and Photons[M]. [S.l.] : Cambridge University Press, 2007.
- [67] GOODMAN J W. Speckle Phenomena in Optics: Theory and Applications[M]. Englewood : Roberts and Company Publishers, 2007.
- [68] FIENUP J R. Phase retrieval algorithms: a comparison[J]. Applied Optics, 1982, 21(15) : 2758.
- [69] FIENUP J R. Reconstruction of an object from the modulus of its Fourier transform[J]. Optics Letters, 1978, 3(1) : 27–29.
- [70] WU T, KATZ O, SHAO X, et al. Single-shot diffraction-limited imaging through scattering layers via bispectrum analysis[J]. Optics Letters, 2016, 41(21) : 5003.
- [71] EDREI E, SCARCELLI G. Optical imaging through dynamic turbid media using the Fourier-domain shower-curtain effect[J]. Optica, 2016, 3(1) : 71–74.
- [72] SINGH A K, NAIK D N, PEDRINI G, et al. Looking through a diffuser and around an opaque surface: A holographic approach[J]. Optics Express, 2014, 22(7) : 7694–7701.
- [73] YANG W, LI G, SITU G. Imaging through scattering media with the auxiliary of a known reference object[J]. Scientific Reports, 2018, 8(1) : 9614.
- [74] WANG X, JIN X, LI J, et al. Prior-information-free single-shot scattering imaging beyond the memory effect[J]. Optics Letters, 2019, 44(6) : 1423–1426.
- [75] JIN X, WANG Z, WANG X, et al. Depth of field extended scattering imaging by light field estimation[J]. Optics Letters, 2018, 43(20) : 4871–4874.
- [76] LIAO M, LU D, PEDRINI G, et al. Extending the depth-of-field of imaging systems with a scattering diffuser[J]. Scientific Reports, 2019, 9(1) : 7165.
- [77] CANDES E J, WAKIN M B. An Introduction To Compressive Sampling[J]. IEEE Signal Processing Magazine, 2008, 25(2) : 21–30.
- [78] RUDIN L I, OSHER S, FATEMI E. Nonlinear total variation based noise removal algorithms[J].

- Physica D: Nonlinear Phenomena, 1992, 60(1): 259–268.
- [79] BRADY D J, CHOI K, MARKS D L, et al. Compressive Holography[J]. Optics Express, 2009, 17(15): 13040–13049.
- [80] MUKHERJEE S, VIJAYAKUMAR A, KUMAR M, et al. 3D Imaging through Scatterers with Interferenceless Optical System[J]. Scientific Reports, 2018, 8(1): 1134.
- [81] EDREI E, SCARCELLI G. Memory-effect based deconvolution microscopy for super-resolution imaging through scattering media[J]. Scientific Reports, 2016, 6(1): 33558.
- [82] RICHARDSON W H. Bayesian-Based Iterative Method of Image Restoration\*[J]. JOSA, 1972, 62(1): 55–59.
- [83] LUCY L B. An iterative technique for the rectification of observed distributions[J]. The Astronomical Journal, 1974, 79 : 745.
- [84] WU T, DONG J, SHAO X, et al. Imaging through a thin scattering layer and jointly retrieving the point-spread-function using phase-diversity[J]. Optics Express, 2017, 25(22): 27182–27194.
- [85] ANTIPA N, KUO G, HECKEL R, et al. DiffuserCam: lensless single-exposure 3D imaging[J]. Optica, 2018, 5(1): 1–9.
- [86] YANNY K, YANNY K, MONAKHOVA K, et al. Deep learning for fast spatially varying deconvolution[J]. Optica, 2022, 9(1): 96–99.
- [87] YILMAZ H, HSU C W, GOETSCHY A, et al. Angular memory effect of transmission eigenchannels[J]. Physical Review Letters, 2019, 123(20) : 203901.
- [88] REDDING B, LIEW S F, SARMA R, et al. Compact spectrometer based on a disordered photonic chip[J]. Nature Photonics, 2013, 7(9) : 746–751.
- [89] NEWMAN J A, LUO Q, WEBB K J. Imaging Hidden Objects with Spatial Speckle Intensity Correlations over Object Position[J]. Physical Review Letters, 2016, 116(7) : 073902.
- [90] GODARA P, DUBIS A M, ROORDA A, et al. Adaptive optics retinal imaging: emerging clinical applications[J]. Optometry and Vision Science: Official Publication of the American Academy of Optometry, 2010, 87(12) : 930–941.
- [91] LARSON D R, ZIPFEL W R, WILLIAMS R M, et al. Water-Soluble Quantum Dots for Multiphoton Fluorescence Imaging in Vivo[J]. Science, 2003.
- [92] LIU L, GARDECKI J A, NADKARNI S K, et al. Imaging the subcellular structure of human coronary atherosclerosis using micro-optical coherence tomography[J]. Nature Medicine, 2011, 17(8) : 1010–1014.
- [93] PANIAGUA-DIAZ A M, STARSHYNOV I, FAYARD N, et al. Blind ghost imaging[J]. Optica, 2019, 6(4) : 460–464.
- [94] PARK C, PARK J-H, RODRIGUEZ C, et al. Full-Field Subwavelength Imaging Using a Scattering

- Superlens[J]. Physical Review Letters, 2014, 113(11): 113901.
- [95] LEUNG T S, JIANG S. Acousto-optic imaging of a color picture hidden behind a scattering layer[J]. Optics Express, 2013, 21(22): 26780–26785.
- [96] GOODMAN J W. Introduction to Fourier Optics[M]. Englewood : Roberts and Company Publishers, 2005.
- [97] LOHMANN A W, WEIGELT G, WIRNITZER B. Speckle masking in astronomy: triple correlation theory and applications[J]. Applied Optics, 1983, 22(24): 4028–4037.
- [98] NORTHCOTT M J, AYERS G R, DAINTY J C. Algorithms for image reconstruction from photon-limited data using the triple correlation[J]. JOSA A, 1988, 5(7): 986–992.
- [99] AYERS G R, NORTHCOTT M J, DAINTY J C. Knox-Thompson and triple-correlation imaging through atmospheric turbulence[J]. JOSA A, 1988, 5(7): 963–985.
- [100] ZHAO M, BEAUREGARD D A, LOIZOU L, et al. Non-invasive detection of apoptosis using magnetic resonance imaging and a targeted contrast agent[J]. Nature Medicine, 2001, 7(11): 1241–1244.
- [101] ARTZI N, OLIVA N, PURON C, et al. In vivo and in vitro tracking of erosion in biodegradable materials using non-invasive fluorescence imaging[J]. Nature Materials, 2011, 10(9): 890–890.
- [102] KOZLOFF K M, QUINTI L, PATNTIRAPONG S, et al. Non-invasive optical detection of cathepsin K-mediated fluorescence reveals osteoclast activity in vitro and in vivo[J]. Bone, 2009, 44(2): 190–198.
- [103] BENDER N, YILMAZ H, BROMBERG Y, et al. Customizing speckle intensity statistics[J]. Optica, 2018, 5(5): 595.
- [104] ABRAMSON N. Light-in-flight recording by holography[J]. Optics Letters, 1978, 3(4): 121.
- [105] MOSK A P, LAGENDIJK A, LEROSEY G, et al. Controlling waves in space and time for imaging and focusing in complex media[J]. Nature Photonics, 2012, 6(5): 283–292.
- [106] ROTTER S, GIGAN S. Light fields in complex media: Mesoscopic scattering meets wave control[J]. Reviews of Modern Physics, 2017, 89(1): 015005.
- [107] HORSTMAYER R, RUAN H, YANG C. Guidestar-assisted wavefront-shaping methods for focusing light into biological tissue[J]. Nature Photonics, 2015, 9(9): 563–571.
- [108] KATZ O, RAMAZ F, GIGAN S, et al. Controlling light in complex media beyond the acoustic diffraction-limit using the acousto-optic transmission matrix[J]. Nature Communications, 2019, 10(1): 1–10.
- [109] HOFER M, BRASSELET S. Manipulating the transmission matrix of scattering media for nonlinear imaging beyond the memory effect[J]. Optics Letters, 2019, 44(9): 2137.
- [110] OSNABRUGGE G, HORSTMAYER R, PAPADOPOULOS I N, et al. Generalized optical memory

- effect[J]. Optica, 2017, 4(8) : 886–892.
- [111] RUAN H, LIU Y, XU J, et al. Fluorescence imaging through dynamic scattering media with speckle-encoded ultrasound-modulated light correlation[J]. Nature Photonics, 2020.
- [112] MANGEAT T, LABOUESSE S, ALLAIN M, et al. Super-resolved live-cell imaging using random illumination microscopy[J]. Cell Reports Methods, 2021, 0(0).
- [113] HORSTMAYER R, RUAN H, YANG C. Guidestar-assisted wavefront-shaping methods for focusing light into biological tissue[J]. Nature Photonics, 2015, 9(9) : 563–571.
- [114] HOFER M, SOELLER C, BRASSELET S, et al. Wide field fluorescence epi-microscopy behind a scattering medium enabled by speckle correlations[J]. Optics Express, 2018, 26(8) : 9866–9881.
- [115] MORETTI C, GIGAN S. Readout of fluorescence functional signals through highly scattering tissue[J]. Nature Photonics, 2020, 14(6) : 361–364.
- [116] PNEVMATIKAKIS E A, SOUDRY D, GAO Y, et al. Simultaneous Denoising, Deconvolution, and Demixing of Calcium Imaging Data[J]. Neuron, 2016, 89(2) : 285.
- [117] HUTCHINS L N, MURPHY S M, SINGH P, et al. Position-dependent motif characterization using non-negative matrix factorization[J]. Bioinformatics, 2008, 24(23) : 2684–2690.
- [118] PAATERO P, TAPPER U. Positive matrix factorization: A non-negative factor model with optimal utilization of error estimates of data values[J]. Environmetrics, 1994, 5(2) : 111–126.
- [119] LEE D D, SEUNG H S. Learning the parts of objects by non-negative matrix factorization[J]. Nature, 1999, 401(6755) : 788–791.
- [120] LEE D, SEUNG H S. Algorithms for Non-negative Matrix Factorization[C] // Advances in Neural Information Processing Systems : Vol 13. [S.l.] : MIT Press, 2001.
- [121] BIGGS D S C, ANDREWS M. Acceleration of iterative image restoration algorithms[J]. Applied Optics, 1997, 36(8) : 1766–1775.
- [122] CHAN S H, KHOSHABEH R, GIBSON K B, et al. An Augmented Lagrangian Method for Total Variation Video Restoration[J]. IEEE Transactions on Image Processing, 2011, 20(11) : 3097–3111.
- [123] WANG Z, BOVIK A, SHEIKH H, et al. Image Quality Assessment: From Error Visibility to Structural Similarity[J]. IEEE Transactions on Image Processing, 2004, 13(4) : 600–612.
- [124] TORGERSON W S. Multidimensional scaling: I. Theory and method[J]. Psychometrika, 1952, 17(4) : 401–419.
- [125] de LEEUW J. Modern Multidimensional Scaling: Theory and Applications (Second Edition)[J]. Journal of Statistical Software, 2005, 14.

## 致谢

很高兴的开始书写致谢部分，在开始本章之前，我认为它可能是最简单且最容易的章节，但是此时此刻，我想说可能这是本博士论文对于我来说最难的时刻，甚至不知道如何开始本章的第一句。如果幸运的话，这里的一句话意味着博士生涯的即将结束，我希望我足够幸运。经过了六年的博士学习与生活，或许我该说六年的生活与学习，这个过程中教会我更多的是如何生活。在这个不长不短地博士生涯中，太多收获，收获了我自己地家庭，收获了人生中地第一篇文章，收获了第一次睁眼看世界的机会，收获第一次的单人国外旅行…… 颇丰的收获，让我只能用省略号结束上一句话，省略号的意义不是那些收获被省略，他们太重要已经印在了我的记忆中，难以忘记。许多让我感动的事，许多触动我的人，每一时刻的感动，每一点滴的生活，汇合成今天的河流，让我不得不感动。回首博士生涯，最重要的是来自身边人的教导、关心和帮助。你们的耐心和坚持让我在面对困难的时候选择了直面问题。鲁迅说过：真正的勇士，敢于直面惨淡的人生，敢于正视淋漓的鲜血。现在的我仍然不是勇士，依旧需要你们的帮助和呵护。在你们的羽翼下，才以自由的生长。我要向你们表示衷心的感谢！谢谢你们。

首先，我要感谢我的博士导师邵晓鹏教授。邵老师在生活上到学习上给予我太多帮助，让我能够顺利的完成博士学业。邵老师在科研方面的视野以及对于工作的态度，给了我更多的鼓励和启发。六年的时光里，邵老师教会了我学习和科研的方法，同时也鼓励出国学习，磨练自己，这份经历让我受益匪浅。邵老师做到了授人以鱼不如授人以渔。

其次，我要感谢我的法国导师 Prof. Sylvain Gigan。感谢 Prof. Sylvain Gigan 提供了去法国学习工作的机会。在这两年多的岁月里，了解到了不同的学习氛围与学习方式，参与到更多的讨论与分享。不同的文化的熏陶，让我更明白如何去生活，如何去珍惜时间。特别是在我遇到困难时，每次的会面与交谈都铭记于心。你的支持让我能够面对问题，并解决问题。

感谢国家留学基金委提供的奖学金，使我获得了赴法留学的机会，培养了我独立生活与学习的能力，这对我的人生具有重要的意义。

感谢课题组的王学恩、龚睿、刘杰涛、刘飞、吴雨祥和各位老师，师兄师姐师弟师妹们，他们在科研工作和生活中给予了很大帮助。

感谢与我在法国实验室 COMPLEX MEDIA OPTICS LAB 相遇的各位，Dr. Hilton B. de Aguiar, Dr. Claudio Moretti, Dr. Bernhard Rauer, Dr. Lorenzo Valzania, Dr. Fernando

Soldevila Torres, Dr. Gianni Jacucci, Dr. YoonSeok Baek, Dr. DABROWSKI Michal, Dr. Raj Pandya, Dr. Fei Xia, Antoine Boniface, Jonathan Dong, Louisiane Devaud, Julien Guilbert, Alexandra D' Arco, Lea Chibani, Louis Delloye。感谢你们的友好和照顾让我在法国感受到家人的温暖。特此感谢我的法语老师 Louisiane Devaud, Je te dis que tu es la meilleure professeur de français.

感谢在法国遇到的各位同学们, 以及所有帮助过我的人, 是你们让我在法国没有感到孤独和无助。

最后, 我要特别感谢我的家人们, 你们的支持和理解让我的学习和生活变得更加有意义。特别是我的老婆田冰心, 你的支持和理解让我坚持走了下来,

Light thinks it travels faster than anything but it is wrong. No matter how fast light travels, it finds the darkness has always got there first, and is waiting for it.-Terry Pratchett, Reaper Man.

## 作者简介

### 1. 基本情况

朱磊，男，陕西西安人，1990年2月出生，西安电子科技大学物理与光电工程学院光学工程专业2016级博士研究生。

### 2. 教育背景

2009.09~2013.06，西安工业大学，本科，专业：光信息科学与技术

2013.09~2016.06，西安工业大学，硕士研究生，专业：测试计量技术及仪器

2016.09~，西安电子科技大学，博士研究生，专业：光学工程

2019.09~2022.03，巴黎高等师范大学（École normale supérieure），联合培养博士

### 3. 攻读博士学位期间的研究成果

#### 3.1 发表学术论文

- [1] L ZHU, Y WU, J LIU, et al. Color imaging through scattering media based on phase retrieval with triple correlation[J]. Optics and Lasers in Engineering, 124 (2020), 105796. (WOS:000497885300004)
- [2] L Zhu, F Soldevila, C Moretti, A d'Arco, A Boniface, X Shao, H B. de Aguiar, and S Gigan. Large field-of-view non-invasive imaging through scattering layers using fluctuating random illumination[J]. Nature Communications. 2022, 13(1), 1447. (WOS:000770716000022)
- [3] 朱磊, 邵晓鹏. 散射成像技术的研究进展 [J]. 光学学报, 2020, 40(1): 0111005. (EI:20200908214918)
- [4] Zhu, L., Wu, Y., Liu, J., Shao, X. Color imaging through the scattering media[C]. 2019 Conference on Lasers and Electro-Optics, CLEO 2019 - Proceedings, 2019, 8750611. (WOS:000482226303050)
- [5] L ZHU, JT Liu, L Feng, CF Guo, TF Wu, XP Shao. Recovering the spectral and spatial information of an object behind a scattering media[J]. OSA Continuum 1(2), 2018, 553-563. (WOS:000455542000025)
- [6] B Tian, L ZHU, B Liu, J Han. Single-shot imaging through scattering medium

- with a deterministic phase-retrieval algorithm[J]. Optics Communications 506, 2021, 127562. (WOS:000719476400016)
- [7] C Guo, J Liu, T Wu, **L ZHU**, X Shao. Tracking moving targets behind a scattering medium via speckle correlation[J]. Applied optics 57 (4), 2018, 905-913. (WOS:000424678900050)
- [8] C Guo, J Liu, W Li, T Wu, **L ZHU**, J Wang, G Wang, X Shao. Imaging through scattering layers exceeding memory effect range by exploiting prior information[J]. Optics Communications 434, 2019, 203-208. (WOS:000451445000034)
- [9] L Liu, H Huan, M Zhang, X Shao, B Zhao, X Cui, **L ZHU**. Photoacoustic spectrometric evaluation of soil heavy metal contaminants[J]. IEEE Photonics Journal 11 (2), 2019, 1-7. (WOS:000463021900001)
- [10] J Liu, J Wang, W Li, X Sun, **L ZHU**, C Guo, X Shao. Programmable multi-wavelength achromatic focusing and imaging through scattering media[J]. IEEE Photonics Journal 10 (5), 2018, 1-11. (WOS:000446120900001)

### 3.2 申请（授权）专利

- [1] 邵晓鹏, **朱磊**, 张乐等. 专利名称: 一种基于散射介质的 3D 光谱成像系统及方法, 中国, 专利号: [P]ZL201910423485.8, 授权公告日期: 2021 年 11 月 02 日.
- [2] 龚睿, 王剑南, **朱磊**等. 专利名称: 一种基于散射介质的超分辨光谱成像系统及方法, 中国, 专利号: [P]ZL201710692976.3, 授权公告日期: 2020 年 04 月 21 日.
- [3] 龚睿, 冯雷, **朱磊**等. 专利名称: 基于散射原理的光谱测量系统及方法, 中国, 专利号 [P]: ZL201710692976.3, 授权公告日期: 2018 年 04 月 10 日.
- [4] 刘杰涛, 王剑南, **朱磊**等. 专利名称: 基于散射介质的可编程光学元件及光场调控系统和方法, 中国, 专利号: [P]ZL201710103303.X, 授权公告日期: 2017 年 07 月 14 日.